



جامعة دمشق

كلية الهندسة الكهربائية والميكانيكية

قسم الهندسة الطبية

نمذجة ومحاكاة الأطراف السفلية للإنسان بهدف التحكم بالوقوف

Modeling and Simulation of Human Lower Extremities to Control Standing

مشروع تخرج أعد لنيل درجة الماجستير في الهندسة الطبية

إعداد المهندس

عيسى يوسف العقلة

إشراف مشارك

الدكتور مصطفى الموالي

إشراف

الدكتورة رشا مسعود

العام الدراسي

2012-2011

الفهرس

1	1- الفصل الأول
1	1.1 المقدمة
5	2.1 الهدف من البحث
5	3.1 أهمية البحث
6	4.1 محتوى الأطروحة
7	5.1 الخاتمة
8	2- الفصل الثاني: دراسة مرجعية وتاريخية
8	1.2 مقدمة
8	2.2 الأبحاث المتعلقة بموازنة نموذج جسم الإنسان دون استخدام نماذج العضلات ..
16	3.2 الأبحاث المتعلقة ببناء نماذج العضلات
19	4.2 الأبحاث المتعلقة بموازنة نموذج جسم الإنسان باستخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية
26	5.2 الخاتمة
27	3- الفصل الثالث: بناء نموذج جسم الإنسان
27	1.3 مقدمة
27	2.3 برنامج (Visual Nastran)
29	3.3 مفهوم التوازن The Balance
30	1.3.3 النواس المنعكس Inverted Pendulum
31	2.3.3 توازن جسم الإنسان Human Balance
32	3.3.3 المفهوم الفزيولوجي لعملية توازن الجسم خلال الوقوف (Physiology of balance during standing)
33	4.3.3 تصنيف استراتيجيات التحكم بتوازن الجسم خلال الوقوف بالاعتماد على مركز الكتلة (COM)
33	استراتيجية الكاحل Ankle Strategy
33	استراتيجية الورك Hip Strategy
33	الاستراتيجية المختلطة (الورك والكاحل) Combined Strategy
35	4.3 بناء نموذج الجسم البشري

36	1.4.3 الأبعاد التشريحية لأجزاء الجسم البشري
41	2.4.3 مميزات برنامج Mechanical Desktop
42	3.4.3 كيفية التوصيل بين قطع نموذج الطرف السفلي
45	4.4.3 خصائص مفاصل النموذج المبني
46	5.3 عملية ربط برنامج (Visual Nastran) مع بيئة (Matlab/Simulink)
48	1.5.3 بارامترات الدخل والخرج
49	6.3 الخاتمة
50	4- الفصل الرابع: النظام العضلي و برنامج الـ Virtual Muscle
50	1.4 المقدمة
50	2.4 لمحة تاريخية
52	3.4 فيزيولوجيا العضلات الهيكلية
55	1.3.4 أنواع التقلصات العضلية
56	2.3.4 قوة تقلص العضلة
56	3.3.4 أنواع الألياف العضلية
56	4.4 نموذج العضلة
57	1.4.4 أهمية نماذج العضلات
58	2.4.4 بنية نظام نموذج العضلة
59	1.2.4.4 مستوى نوع حزم الألياف
60	2.2.4.4 مستوى كامل العضلة
62	3.4.4 التفاعلات و التعامل مع العناصر العصبية و الهيكلية
62	4.4.4 تابع بناء أنواع الألياف العضلية
64	5.4.4 تحرير معاملات أنواع الألياف العضلية
64	2.5.4.4 تعديل المعاملات العامة
66	6.4.4 تابع بناء نماذج العضلات
67	7.4.4 إنشاء بيانات نموذج عضلة جديدة
70	8.4.4 حجم الوحدات المحركة
71	9.4.3 توظيف الوحدات المحركة
72	1.9.4.4 خوارزمية Brown & Cheng
73	2.9.4.4 خوارزمية (Natural Discrete (s-function) Algorithm)
73	3.9.4.4 خوارزمية (Natural Continuous (s-function))

74	4.9.4.4 استراتيجية توظيف الإثارة الكهربائية الوظيفية ضمن العضلات
	 (Intramuscular FES)
75	10.4.4 النواتج الإضافية
75	11.4.4 الخاتمة
76	5- الفصل الخامس: نمذجة العضلات
76	1.5 المقدمة
76	2.5 تمثيل خصائص العضلة ومكوناتها
77	1.2.5 دراسة تأثير علاقة قوة- طول (FL) على القوة الكلية للعضلة (F_{Total})
77	2.2.5 دراسة تأثير علاقة قوة -سرعة (FV) على القوة الكلية للعضلة (F_{Total})
78	3.5 معادلات ومعاملات نموذج العضلة
81	4.5 تفاصيل وبيانات خوارزمية التوظيف
81	1.4.5 تردد التحفيز
82	5.5 تحديد عضلات الطرف السفلي اللازم نمذجتها
82	1.5.5 عضلات مفصل الورك
83	2.5.5 عضلات مفصلي الورك و الركبة
84	3.5.5 عضلات مفصل الركبة
84	4.5.5 عضلات مفصلي الركبة والكاحل
85	5.5.5 عضلات مفصل الكاحل
87	6.5 مرحلة جمع بارامترات العضلات اللازمة من أجل بناء نماذج العضلات
95	7.5 نمذجة أذرع العزم
96	8.5 نمذجة عزوم العضلات
97	9.5 الخاتمة
98	6- الفصل السادس: الدارة التحكمي واستراتيجية التحكم
98	1.6 مقدمة
98	2.6 أهمية نظم التحكم
99	1.2.6 المفاهيم الأساسية لنظم التحكم
99	2.2.6 مكونات نظام التحكم
100	3.2.6 أنواع أنظمة التحكم
100	1.3.2.6 نظام التحكم ذو الحلقة المفتوحة
100	2.3.2.6 نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة

101	3.6 تصميم النظام التحكمي
106	1.3.6 المتحكمات التناسبية التكاملية التفاضلية
108	4.6 برنامج الماتلاب
108	1.4.6 تعريف نظام الماتلاب
108	2.4.6 برنامج محاكاة النظم الديناميكية غير الخطية
108	5.6 بناء الدارة التحكمية وضبط بارامترات المتحكم
109	1.5.6 مرحلة موازنة نموذج جسم الإنسان قبل إضافة العضلات لطرفين السفليين...
112	2.5.6 مرحلة موازنة نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات لطرفين السفليين.....
113	1.2.5.6 توصيف الدارة التحكمية في مرحلة إضافة نماذج العضلات
116	6.6 الخوارزمية الجينية
117	1.6.6 عوامل (مشغلات) الخوارزمية الجينية
118	1.2.6.6 تمثيل وتهيئة الفئة (السكان)
118	2.2.6.6 قيمة الكفاءة أو اللياقة و دالة (تابع) الهدف
118	3.2.6.6 الاختيار أو الانتقاء
118	4.2.6.6 التهجين والطفرة
120	5.2.6.6 إعادة الإدخال أو إعادة الإنتاج
120	3.6.6 عملية إنهاء الخوارزمية الجينية
120	7.6 تصميم الخوارزمية الجينية المستخدمة في مرحلة موازنة النموذج قبل إضافة العضلات
121	1.7.6 تابع الهدف المستخدم لإيجاد الحل الأمثل باستخدام.....
123	8.6 تصميم الخوارزمية الجينية المستخدمة موازنة النموذج قبل إضافة العضلات...
125	9.6 الخاتمة
126	7- الفصل السابع: دراسة وتحليل النتائج
126	1.7 المقدمة
126	2.7 نتائج محاكاة التوازن قبل إضافة العضلات إلى نموذج الجسم البشري
126	1.2.7 مرحلة استخدام المتحكم التناسبي
126	2.2.7 مرحلة استخدام المتحكم التناسبي - التكاملي - التفاضلي
134	3.2.7 اختبار وثوقية توازن النموذج بإضافة اضطراب
136	3.7 نتائج محاكاة التوازن بعد إضافة العضلات إلى نموذج الجسم البشري

137	1.3.7 بارامترات متحكمي مفصلي الكاحل
140	2.3.7 بارامترات متحكمي مفصلي الركبة
143	3.3.7 بارامترات متحكمي مفصلي الورك
148	4.7 نتائج محاكاة التوازن بعد إضافة العضلات إلى نموذج الجسم البشري وتثبيت مفصل الورك
148	1.4.7 بالنسبة لمفصلي الكاحل
149	2.4.7 بالنسبة لمفصلي الركبة
150	5.7 الخاتمة
151	8- الفصل الثامن: الخلاصة والمقترحات المستقبلية
151	1.8 الخلاصة
152	2.8 المقترحات المستقبلية

فهرس الأشكال

9	1-2 نموذج ميكانيكي بسيط لريبوت ثنائي القدمين [10]
10	2-2 النموذج ذو العدد الكبير من المتغيرات المجهولة [11]
11	3-2 النواس المنعكس ثنائي الوصلة
11	4-2 الدارة التحكمية حسب المرجع [5]
12	5-2 نموذج الدراسة حسب المرجع [6]
13	6-2 نموذج النواس المنعكس ثنائي الوصلة المستخدم في [7]
13	7-2 نتائج كلاً من المسار الزاوي والعزم لنموذج [7]
14	8-2 نتائج محاكاة الروبوت للنموذج [7]
15	9-2 نموذج الروبوت [12]
15	10-2 الدارة التحكمية حسب المرجع [12]
15	11-2 مسار نقطة مركز الكتلة حسب المرجع [12]
16	12-2 نموذج عضلة الساق النعلية (Soleus) [3]
17	13-2 نموذج (Hill) للعضلة [13]
19	14-2 مبدأ تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES)
20	15-2 مخطط الدارة التحكمية [18]
21	16-2 الدارة التحكمية لنواس المنعكس أحادي الوصلة [17]
22	17-2 جهاز Wobbler [17]
22	18-2 العزم والمسار الزاوي لمفصل الكاحل [17]
23	19-2 الدارة التحكمية لموازنة نواس منعكس ثنائي الوصلة [17]
23	20-2 الدارة التحكمية لموازنة نواس منعكس ثنائي الوصلة [17]
25	21-2 عزم وزاوية مفصلي الكاحل لشخص مشلول خلال وقوفه دقيقة واحدة [17]
25	22-2 عزم وزاوية مفصلي الكاحل لشخص مشلول خلال وقوفه دقيقة واحدة [17]
26	23-2 العزم والمسار الزاوي لمفصل الكاحل لشخص مشلول لمدة (180 Sec) [19]
28	1-3 المنصة ذات الحركة المعقدة [20]
29	2-3 واجهة المستخدم لبرنامج (VN)
30	3-3 دور عضلات الساق في منع سقوط الجسم إلى الأمام [3]
32	4-4 النواس النعكس المؤلف من وصلة واحدة [2]
34	5-3 جسم الإنسان الممثل بالنواس المنعكس ثنائي الوصلة [2]

34	6-3 الاستراتيجيات الثلاث لموازنة النماذج خلال الوقوف [2].....
35	7-3 كلاً من شعاع المسافة والقوة والعزم الثلاثي الأبعاد لنموذج ميكانيكي حيوي للإنسان مؤلف من (12) وصلة بغية التنبأ بالقوى [25]
37	8-3 أبعاد الجسم البشري حسب [1]
40	9-3 إلى اليمين: النموذج المفترض حسب [9]
40	9-3 إلى اليسار: النموذج حسب [29]
40	10-3 يبين الأجسام التي يتيح برنامج (VN) للمستخدم بتصميمها
41	11-3 يبين نموذج جسم الإنسان المبني باستخدام برنامج Mechanical Desktop
42	12-3 الطرف السفلي لنموذج المبني
42	13-3 النافذة التي تمكنا من تغيير الصفات الفيزيائية للجزء المحدد
43	14-3 النافذة التي تمكنا من تغيير أبعاد الجزء المحدد
43	15-3 مكان المحاور على سطح الفخذ السفلي الذي سيقابل سطح الساق العلوي ...
43	16-3 النافذة التي يمكن خلالها تغيير إحداثيات (Coords)
44	17-3 النافذة التي يمكن من خلالها تحديد المفاصل
44	18-3 مفصل الركبة ضمن الطرف السفلي
45	19-3 يبين مفاصل النموذج المبني
46	20-3 برنامج (VN) ضمن بيئة (Matlab/Simulink)
47	21-3 بارامترات دخل وخرج النموذج
47	22-3 يبين الدارة التحكمية العامة لبرنامج (VN) ضمن بيئة (Simulink)
48	23-3 منزلقة بارامتر العزم ضمن برنامج (VN)
53	1-4 البنية التشريحية للعضلة ذات الألياف المخططة
53	2-4 تدرج الأقسام العضلية ضمن العضلة
54	3-4 آلية النفضة العضلية
55	4-4 آلية حدوث التعب العضلي
56	5-4 مكونات العضلة الحقيقية
57	6-4 مكونات النموذج البسيط للعضلة
58	7-4 الإطار التسلسلي لنظام نمذجة العضلة
59	8-4 المستويات العضلية المختلفة التي يهتم بها برنامج بناء نماذج العضلات
59	9-4 الواجهة التفاعلية لبناء الأنواع المختلفة من الألياف العضلية
60	10-4 نموذج (Hill) المعدل للعضلة

61	11-4 الواجهة التفاعلية لبناء الأنواع المختلفة من النماذج العضلية
61	12-4 نموذج العضلة باستخدام برنامج (VM) ضمن بيئة (Matlab/Simulink).....
62	13-4 البنى الصندوقية لنموذج العضلة
63	14-4 بارامترات الألياف العضلية للإنسان
65	15-4 نافذة تعديل المعاملات الخاصة للألياف العضلية
66	16-4 نافذة تعديل المعاملات العامة للألياف العضلية
68	17-4 الواجهة التفاعلية لبناء نماذج العضلات
70	18-4 مستويات التوظيف المختلفة
	19-4 كيفية التوصل إلى إستراتيجية التوظيف من خلال الواجهة التفاعلية لبناء نماذج العضلات
71	20-4 نموذج العضلة المبني باستخدام خوارزمية (Brown & Cheng) ضمن بيئة (Matlab/Simulink)
72	21-4 البنية الداخلية لنموذج العضلة ضمن بيئة (Matlab/Simulink)
73	22-4 نموذج العضلات المبني باستخدام إستراتيجية (Intramuscular FES)
74	23-4 كيفية إضافة نواتج إضافية لصندوق نموذج العضلة
75	1-5 مستويات التوابع المستخدمة في بناء نماذج العضلات
76	2-5 محصلة القوة العضلية
77	3-5 خاصة القوة - طول (FL)
78	4-5 خاصة القوة - سرعة (FV)
82	5-5 العضلة الإليوية الكبرى
82	6-5 العضلة الحرقفية
83	7-5 العضلة المستقيمة الفخذية
84	8-5 العضلة ذات الرأس الطويل من العضلة ذات الرأسين الفخذية
84	9-5 العضلة المتسعة الوحشية
85	10-5 العضلة الساقية الأنسية
85	11-5 العضلة النعلية
86	12-5 العضلة الظنبوبية الأمامية
87	13-5 العضلات المسؤولة عن قبض وبسط مفاصل الطرفين السفليين
87	14-5 رموز العضلات المسؤولة عن قبض وبسط مفاصل الطرفين السفليين

89	15-5 مكونات العضلة الحقيقية و مكونات نموذج العضلة
91	16-5 شكل نموذج العضلة الظنبوبية الأمامية
95	17-5 أذرع العزم لكلاً من عضلات الطرفين السفليين و زوايا المفاصل الثلاثة[44].
95	18-5 شكل أذرع العزم على مفصلي الورك والركبة ضمن بيئة (Simulink)
96	19-5 العزم الناتج عن العضلة الظنبوبية الأمامية
96	20-5 العزوم الناتجة عن كلاً من العضلة النعلية والعضلة الساقية الأنسية والوحشية
100	1-6 نظام التحكم ذو الحلقة المفتوحة
100	2-6 نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة
101	3-6 صندوق تمثيل العملية
102	4-6 المخطط الصندوقي لنظام تحكمي ذو تغذية عكسية
103	5-6 المخطط التدفقي لتصميم النظام التحكمي
104	6-6 دائرة النظام التحكمي
105	7-6 مخطط الدارة التحكمية حسب [18]
106	8-6 المتحكم التناسبي
106	9-6 المتحكم التكاملي
107	10-6 المتحكم التفاضلي
107	11-6 المتحكم التناسبي التكاملي التفاضلي PID
	12-6 المخطط الصندوقي لنظام التحكم ذو التغذية العكسية المسؤول عن التحكم
109	بمفاصل الأطراف السفلية
110	13-6 الدارة التحكمية لنموذج جسم الإنسان
111	14-6 توصيف النموذج المتحكم به من خلال استدعاء بارامترات الدخل والخرج....
113	15-6 الدارة التحكمية لنموذج جسم الإنسان بعد إضافة العضلات
114	16-6 الدارة التحكمية المسؤولة عن التحكم بقبض وبسط مفصلي الكاحل
115	17-6 الدارة التحكمية المسؤولة عن التحكم بقبض وبسط مفصلي الورك
115	18-6 الدارة التحكمية المسؤولة عن التحكم بقبض وبسط مفصلي الركبة
117	19-6 المخطط التدفقي لعمل الخوارزمية الجينية البسيطة
119	20-6 عملية التهجين
119	21-6 عملية الطفرة
122	22-6 تسلسل خطوات المعالجة باستخدام الخوارزمية الجينية (GA)
123	23-6 منحني التقارب الذي يبين تناقص لوغارتم تابع الهدف مع زيادة عدد الأجيال..

127	1-7 منحنى التقارب لمجموع متوسط مربعات الأخطاء
128	2-7 المسار الزاوي لمفصلي الكاحل
129	3-7 عزم مفصلي الكاحل
130	4-7 المسار الزاوي لمفصلي الركبة
130	5-7 عزم مفصلي الركبة
131	6-7 المسار الزاوي لمفصلي الورك
132	7-7 عزم مفصل الورك
132	8-7 توازن نموذج جسم الإنسان قبل إضافة العضلات
133	9-7 توازن نموذج جسم الإنسان خلال عملية الوقوف
134	10-7 نتائج المؤثر الخارجي على المسار الزاوي لمفصلي الكاحل.....
135	11-7 نتائج المؤثر الخارجي على المسار الزاوي لمفصلي الركبة.....
135	12-7 نتائج المؤثر الخارجي على المسار الزاوي لمفصلي الورك.....
136	13-7 جزء من منحنى التقارب عند تطبيق (GA) بعد إضافة نماذج العضلات
138	14-7 مخطط العزم المؤثر على مفصلي الكاحل عند التوازن خلال عملية الوقوف...
139	15-7 المسار الزاوي لكل من مفصلي الكاحل عند التوازن خلال عملية الوقوف.....
141	16-7 مخطط العزم المؤثر على مفصلي الركبة عند التوازن خلال عملية الوقوف....
142	17-7 المسار الزاوي لكلاً من مفصلي الركبة عند التوازن خلال عملية الوقوف.....
144	18-7 مخطط العزم المؤثر على مفصلي الورك عند التوازن خلال عملية الوقوف....
144	19-7 المسار الزاوي لكلاً من مفصلي الركبة عند التوازن خلال عملية الوقوف.....
145	20-7 منظر جانبي لتوازن نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات
146	21-7 منظر خلفي لتوازن نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات
146	22-7 منظر جانبي لتوازن نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات
147	23-7 توازن نموذج جسم الإنسان مع مخططات العزوم لأهم عضلات الطرفين ...
148	24-7 المسار الزاوي لمفصل الكاحل في مرحلة تثبيت مفصل الورك
149	25-7 العزم المطبق على مفصلي الكاحل في مرحلة تثبيت مفصل الورك
149	26-7 المسار الزاوي لمفصلي الركبة في مرحلة تثبيت مفصل الورك
150	25-7 العزم المطبق على مفصلي الركبة في مرحلة تثبيت مفصل الورك
152	1-8 جهاز الهيكل الخارجي

فهرس الجداول

38	1-3 أبعاد نموذج الجسم البشري حسب [1]
39	2-3 أبعاد النموذج المراد بناءه حسب [9]
46	3-3 تفاصيل مفاصل النموذج المبني
	1-5 المعادلات الرياضية ومعاملاتها المستخدمة في برنامج (VM) لبناء نماذج
79	العضلات الافتراضية [42,41,38,15,14]
88	2-5 البارامترات المستخدمة من أجل بناء نماذج عضلات الطرفين السفليين
124	1-6 بارامترات المتحكمات (PID) الناتجة بعد تطبيق الخوارزمية الجينية (GA)
126	1-7 قيم بارامترات المتحكم التناسبي
128	2-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بمفصلي الكاحل
129	3-7 قيم بارامترات متحكم الـPID المسؤول عن التحكم بمفصلي الركبة
131	4-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بمفصلي الورك
	5-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم البسط لمفصلي
136	الكاحل
	6-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم القبض لمفصلي
137	الكاحل
139	7-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم البسط لمفصلي الركبة
	8-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم القبض لمفصلي
139	الركبة
142	9-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم البسط لمفصلي الورك
	10-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم القبض لمفصلي
142	الورك

جدول المصطلحات

علم دراسة الحركة الميكانيكية للرياضيين	Sport Mechanics
علم حساب الطاقة	Ergonomics
علم الميكانيك الحيوي	Biomechanics
توازن جسم الإنسان	Human Balance
النواس المنعكس	Inverted Pendulum
نقطة مركز الضغط	Center Of Pressure (COP)
نقطة مركز الكتلة	Center Of Mass(COM)
نقطة انعدام العزم	Zero Moment Point (ZMP)
استراتيجية الكاحل	Ankle Strategy
استراتيجية الورك	Hip Strategy
الاستراتيجية المختلطة	Combined Strategy
الإثارة الكهربائية الوظيفية	Functional Electrical Stimulation (FES)
الإنسان الآلي	The Biped Robot
برنامج محاكاة	Visual Nastran
برنامج هندسي مشهور	Matlab/Simulink
عضلة افتراضية	Virtual Muscle
اسم باحث	Hill
اسم باحث	Huxley
قوة العضلة	Muscle Force
تفعيل العضلة	Muscle Activation
قوة العضلة اللا تقاصرية	Isometric Muscle Force
العلاقة بين الطول و القوة	Force-Velocity Relation
العلاقة بين السرعة و القوة	Force-length Relation
نوع الليف العضلي	Fiber Type
وحدة عضلية محركة	Motor Unit
توظيف الوحدات المحركة	Recruitment
النفضة العضلية	Muscle Twitch

العنصر التقلصي	contractile element (CE)
العنصر التقرعي	parallel element (PE)
العنصر التسلسلي المرن	series elastic element (SE)
الوتر العضلي	Tendon
المساحة المقطعية العرضية الفزيولوجيا	PCSA
تقنية تحليل العناصر المحددة	FEA
مؤثر خارجي على شكل تشويش	Disturbance
برنامج هندسي تصميم مشير	Mechanical desktop
المتحكم التناسبي التكاملي التفاضلي	PID
برامج الرسومات الهندسية	CAD
العزم	Moment
الخوارزمية الجينية	Genetic Algorithm
تابع الهدف	Objective Function
التهجين	Crossover
الصبغي	Chromosome
الطفرة	mutation
إجهاد إعادة التأهيل المتعدد الأغراض	MRF
إجهاد إعادة التأهيل	Wobbler

الملخص

يشهد عصرنا الحالي نمواً سريعاً في مجالات الهندسة الطبية الحيوية ولاسيما في مجال تطور الهياكل الخارجية الآلية المستخدمة في عمليات إعادة التأهيل لدى الأشخاص المعاقين سواء كان ذلك بالنسبة للمشي أو التوازن أثناء الوقوف. لقد نمت الدراسات في هذا المجال بشكل كبير بسبب الأعداد الإحصائية المتزايدة للأشخاص الذين يفقدون السيطرة على أطرافهم السفلية بسبب مرض أو إصابة في الحبل الشوكي. وظهرت الحاجة وبشكل متزايد لتطوير التقنيات المساعدة لأولئك الأشخاص. وبسبب صعوبة إجراء التجارب على الأفراد سواء بسبب قلة أعداد المتطوعين أو التكاليف المادية الباهظة لإجراء مثل هذه الأبحاث، إضافة إلى اختصار الوقت الزمني، كان لابد من اللجوء إلى النمذجة والمحاكاة لإجراء مثل هذه الدراسات. حيث يركز هذا البحث على بناء نموذج للجسم البشري من خلال برنامج نمذجة ثلاثي الأبعاد يدعى Visual Nastran (VN)، ثم موازنة هذا النموذج خلال الوقوف عن طريق التحكم بعزوم مفاصل الأطراف السفلية لهذا النموذج من أجل تقليل قيمة الخطأ في زوايا مفاصل الطرفين السفليين (ورك، ركبة، كاحل). وقد تم البحث على مرحلتين: الأولى هي موازنة النموذج على أنه روبوت ثنائي الأطراف (bipedal robot) حيث يتم التحكم بالمحركات المتوضعة على المفاصل (revolute motors)، أما في المرحلة الثانية فيتم دمج نماذج عضلات الطرفين السفليين مع نموذج الجسم البشري و موازنة الوقوف باستخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية لهذه العضلات. تم بناء نموذج العضلات باستخدام برنامج محاكاة مخصص لبناء العضلات الافتراضية يدعى Virtual Muscle (VM)، و تم تجميع جميع الخصائص الفيزيولوجية و التجريبية للعضلات النمذجة من عدة مراجع موثوقة و إدخالها إلى البرنامج المذكور لاستكمال بناء العضلات. و تم بناء الدارة التحكمية لموازنة الوقوف في كل من المرحلتين و التي تعتمد على استخدام متحكم الـPID، حيث تم تمثيل عملية التوازن أثناء الوقوف بموازنة نواس منعكس ثلاثي الوصلات، بالرغم من أن معظم البحوث السابقة كانت على نواس منعكس أحادي أو ثنائي الوصلة. أما ضبط بارامترات متحكم الـPID فلم تكن بالعملية السهلة بسبب كون النظام المتحكم به غير خطي و ذو درجة عالية من التعقيد، لذلك تم استخدام الخوارزمية الجينية (Genetic algorithm) لضبط بارامترات متحكمات الـPID. و قد كان أداء المتحكمات دقيقاً و مرضياً في المرحلة الأولى حيث استقر النموذج في حالة التوازن و عاد إلى استقراره بسرعة عندما تعرض إلى اضطراب مفاجئ، و كانت الأخطاء في زوايا المفاصل صغيرة جداً ومقبولة. أما في المرحلة الثانية عند إضافة نماذج العضلات، فلم يكن التحكم دقيقاً جداً و استطاع النموذج التوازن لمدة 2 sec فقط، و هذا يعود إلى درجة التعقيد و اللاخطية في النموذج بالإضافة إلى أن الدارة التحكمية تستخدم متحكم خطي و هو متحكم الـPID، لذلك تم تثبيت مفصل الورك و تطبيق نفس الدارة التحكمية، و بينت النتائج تحسن كبير في الأداء، و الثبات أثناء التوازن، بالإضافة إلى مقاومة الاضطرابات. و يقترح هذا البحث استخدام متحكمات ذات درجة أعلى لحل مشكلة التوازن أثناء الوقوف، و إمكانية استخدام متحكم الـPID من أجل التحكم بأجهزة الدعم الخارجية للمشلولين (Exoskeletons).

الفصل الأول

المقدمة

1.1. المقدمة:

إن الحفاظ على التوازن هو أمرٌ في غاية الأهمية لدى جميع الأحياء بشكل عام، لكنه ذو أهمية أكبر بالنسبة للإنسان على وجه الخصوص، وذلك بسبب التحدي الواضح المتمثل ببنية الجسم البشري المعقدة التركيب. حيث أن حوالي ثلثي كتلة جسمنا بما في ذلك بعض الأعضاء الحساسة ترتفع مسافة ثلثي طول الجسم عن الأرض [1]، حيث يقوم الطرفان السفليان بتزويدنا بدعم محدود للحفاظ على هذا التوازن. وبالتالي فإن عمليات التحكم بالتوازن خلال الوقوف تستوجب متطلبات حرجة ومعقدة وهي ليست بالعملية السهلة. لا يعتبر التوازن صفة منعزلة بحد ذاته، ولكنه يعتبر من الأولويات الأساسية التي تمكننا من القيام بنطاق واسع من النشاطات التي تشكل حياتنا اليومية الطبيعية. مع ملاحظة عدم فصل التوازن عن الأداء أو العمل الذي يعتبر مكون مكامل له، أو من البيئة المحيطة المتأثر بها، لذلك يمكننا القول بأن التوازن هو " الأصل والأساس لكل المهارات الحركية الطوعية" [2].

لقد نالت دراسة حركات الجسم البشري وتوازنه أثناء الوقوف اهتمام العديد من الباحثين منذ سنين طويلة، وعلى الرغم من أن أنظمة قياس حركة الجسم البشري قد استخدمت منذ حوالي مئة عام من أجل تحديد وقياس وتقييم حركة أجزاء الجسم، إلا أن هذه التكنولوجيا لم توظف بشكل فعلي من أجل فهم حركة الإنسان الطبيعي والمريض حتى الحرب العالمية الثانية عندما عاد آلاف الأمريكيون إلى بلادهم مبتورين (بتر علوي أو سفلي). عندها تم إحداث مخبر للميكانيك الحيوي في جامعة كاليفورنيا وكان الهدف منه دراسة القوى والعزوم التي تساهم في تحقيق ثبات واستقرار جسم الإنسان أثناء الوقوف والمشي. وبناءً على هذه الدراسة توجه الباحثون حديثاً إلى الربط ما بين علم التحكم والأنظمة من جهة الدراسة الميكانيكية لحركة جسم الإنسان من جهة أخرى وذلك في سبيل إضافة لبنه جديدة لصرح علم الميكانيك الحيوي.

حيث يشهد عصرنا الحالي نمواً سريعاً في كافة مجالات الهندسة الطبية ولاسيما في مجال تطوير الهياكل الخارجية الآلية المستخدمة على نطاق واسع في عمليات إعادة التأهيل لدى الأشخاص المعاقين سواء كان ذلك بالنسبة للمشي أو التوازن أثناء الوقوف. في حين أنه لا يزال هنالك فجوة كبيرة في كيفية فهم هذه التقنيات من خلال فهم أو استحصال البارامترات التي يمكن أن تحتاجها مثل هذه التقنيات والتي لا بد من التزود بها من خلال التجارب على جسم الإنسان سواء كان ذلك قوى أو عزوم أو مسارات زاوية لأهم أجزاء الجسم التي يمكن ان تساهم بشكل أساسي بتلك الحركات ولاسيما عضلات ومفاصل الطرفين السفليين. فبسبب الاعداد الإحصائية الكبيرة للأشخاص الذين يعانون من ضعف في أطرافهم السفلية وبالتالي

فقدان في المقدرة على السيطرة أو التحكم بتلك الأطراف، ظهرت الحاجة الكبيرة لتطوير تقنيات ودراسات لمساعدة أولئك الأشخاص المرضى. غير أنه بسبب قلة اعداد الأشخاص المتوعين الذين يمكن إجراء الدراسة عليهم أو التكاليف المادية الباهظة التي يتطلبها إجراء مثل هذه الأبحاث من جهة، إضافة إلى اختصار الوقت الزمني من جهة أخرى كان لابد من اللجوء إلى النمذجة والمحاكاة لإجراء مثل هذه الدراسات.

حيث يركز بحثنا وبشكل أساسي على بناء نموذج للجسم البشري وذلك حسب الأبعاد الفيزيائية لمقاطع الجسم البشري [1]. حيث يعتبر تصميم نموذج لجسم الإنسان ليس بالعملية السهلة وذلك لأن جسم الإنسان يعتبر من الأجسام الثلاثية الأبعاد المعقدة للغاية. حيث يتألف من مجموعة من الأجزاء المختلفة الأطوال والأوزان والمتفصلة مع بعضها البعض عبر مفاصل تتيح لهذه القطع الحركة بجهات محددة لكل جزء من هذه الأجزاء وبدرجات حرية مختلفة. لذلك تم الاعتماد على برنامج نمذجة ثلاثي الأبعاد يدعى Visual Nastran (VN) وذلك لما يتيح هذا البرنامج من إيجابيات وتسهيلات تدعم تصاميم البنى ثلاثية الأبعاد المتعددة للأجسام وتحليلها بأدق التفاصيل المتاحو وذلك طبقاً للأبعاد الفيزيائية لمقاطع الجسم البشري [1]. لذلك بعد أن تم بناء نموذج للجسم البشري، قمنا بعد ذلك بالتركيز على الأطراف السفلية التي لها التأثير على عملية التوازن خلال الوقوف عبر مفاصلها (ورك، ركبة، كاحل) وما تمتاز به هذه المفاصل من حركات مختلفة على اعتبار هذه المفاصل صلة الوصل بين مقاطع الأطراف السفلية، حيث تم التحكم بكل من مفاصل الورك والركبة والكاحل على أنها محركات مقيدة يتم قيادتها عن طريق التحكم العزم المطبق على المفصل وقد تم اختيار التحكم بالعزم بسبب أهمية البالغة في تحقيق توازن الجسم. في حين أن مفاصل الأطراف العلوية لم يكن لها دور في عملية التحكم بالوقوف، ثم أنه من أجل سهولة التحليل فقد بنيت المفاصل بدرجة حرية وحيدة، أي تحرك هذه المفاصل يتم في المستوي السهمي فقط. لابد من الإشارة هنا إلى الميزة الأساسية التي أتاحتها لنا برنامج (VN) والتي هي إمكانية تمثيل نموذج (VN) على شكل كتلة يمكن أن تضاف إلى مكتبة المحاكاة في برنامج (Matlab/Simulink) مع البارامترات الكاملة لخرج ودخل (السرعة، العزم، الموضع) بحيث يمكن التحكم بها عن طريق برنامج الماتلاب.

قمنا بعد ذلك ببناء الدارة التحكمية المناسبة في بيئة (Matlab/Simulink) والتي تم من خلالها قيادة النموذج والتحكم بتوازنه عن طريق تطبيق عزوم على مفاصل الأطراف السفلية، بحيث تم الاعتماد في بناء الدارة التحكمية على نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة وذلك لما يتميز به هذا النظام التحكمي من إيجابيات كونه نظام تحكمي دقيق وعملي في كثير من التطبيقات إضافة

إلى ثباته في الأداء. كما قمنا باستخدام المتحكمات التناسبية التكاملية التفاضلية Proportional-Integral-Derivative Controller (PID) من أجل التحكم بمفاصل الأطراف السفلية، حيث تمتاز هذه المتحكمات بدقة نتائجها. تم هي هذا النظام التحكمي التحكم بمفاصل الطرفين السفليين (الورك والركبة والكاحل) لنموذج جسم الإنسان، حيث قمنا باستخدام المسار الزاوي المطلوب لكل مفصل كدخل مرجعي لهذه الدارة التحكمية، في حين أن خرج النظام التحكمي كان المسار الزاوي الفعلي الذي بدوره تمت إعادته كتغذية عكسية بحيث تمت مقارنته مع الدخل المرجعي. بعد ذلك تم استخدام الاختلاف بين المسارين السابقين (المسار المطلوب والمسار الفعلي) كدخل لنظام التحكمي، عند ذلك يقوم المتحكم بإرسال إشارة تشغيل هي عبارة عن تدوير للمفصل. وبذلك نكون قد أتممنا بناء الدارة التحكمية ضمن بيئة (Matlab/Simulink) والمؤولة عن التحكم بتوازن نموذج جسم الإنسان. حيث تعتبر هذه هي المرحلة الأولى من العمل الذي قمنا به والتي هي مرحلة موازنة نموذج الجسم البشري المبني باستخدام برنامج (VN) قبل إضافة نماذج لعضلات الطرفين السفليين. حيث قمنا بعد ذلك بعدد كبير من تجارب المحاولة والخطأ (Trial & Error) لضبط بارامترات المتحكم (PID) وذلك بهدف التوصل إلى التوازن المناسب لنموذج الجسم البشري. حيث قمنا بالبداية باستخدام المتحكم التناسبي فقط (P)، ثم استخدام المتحكم التناسبي التفاضلي (PD) وأخيراً تم استخدام المتحكم التناسبي التفاضلي التكاملي (PID). حيث أظهرت نتائج التجارب آفة الذكر أن استخدام المتحكم التناسبي فقط أدى إلى الزيادة المفرطة في العزم المطبق على المفاصل وهذا بدوره أدى إلى تغيرات كبيرة في المسارات الزاوية لهذه المفاصل، في حين أن استخدام المتحكم (PD) أدى إلى انخفاض ملحوظ بالقيمة المفرطة للعزم بالتالي تصغير القيم الكبيرة للمسارات الزاوية للمفاصل الثلاثة (الورك والركبة والكاحل) وذلك لأن ادخال المتحكم التفاضلي قلل أثر المتحكم التناسبي، لذلك قمنا باستخدام المتحكم (PID) حيث أن المتحكم التكاملي يخفف ويقلل من تأثير المتحكم التفاضلي. أدى استخدام هذا المتحكم إلى تحسن ملحوظ في توازن النموذج إلا أن أداء النظام لم يكن جيد إلى حد كبير. قمنا بعد ذلك بعدد كبير من تجارب المحاولة والخطأ غير أننا لم نستطع التوصل إلى القيم الدقيقة للبارامترات التحكمية التي تمكننا من الحصول على التوازن المناسب، حيث أن النموذج ليس بسيطاً وذلك كوننا نتحكم بنواس منعكس ثلاثي الوصلات فهو نظام معقد وغير خطي، لذلك فإن محاولات استخدام طرائق التجريب والخطأ لم تكن مجدية في ضبط بارامترات المتحكم، وبما أن المعادلات الرياضية متضمنة داخل برنامج (VN) لذلك فإن استخدام الطرق الرياضية لحساب بارامترات المتحكم غير مجدية أيضاً. لذلك قمنا بالإستعانة بإحدى تقنيات الذكاء الصناعي وهي الخوارزمية الجينية Genetic Algorithm (GA) أي تقنية البحث الآلي التي استطعنا من خلالها

الحصول على التوازن المناسب لنموذج جسم الإنسان لهذه المرحلة. لابد لنا من تسليط الضوء على أهمية المرحلة الأولى من هذه الدراسة والتي هي عبارة عن موازنة نموذج جسم الإنسان دون استخدام نماذج لعضلات الطرفين السفليين (The biped Robot) وذلك في مجال التقنيات المتطورة المساعدة للأشخاص ذوي الإعاقة مثل المشلولين (شلل رباعي أو شلل دماغي) والذين لا يستطيعون الوقوف وذلك من خلال امكانية استخدام كلاً من المسارات الزاوية والعزوم التي حصلنا عليها كبرامترات دخل للمحركات التي تستخدمها الهياكل الخارجية (Exoskeletons) الداعمة لأولئك الأشخاص وأجهزة إعادة التأهيل التي تتم بطريقة آلية ذات تقنية حسية حركية تعتمد على استخدام الأجهزة الآلية والأجهزة الميكانيكية الإلكترونية (Mechatronic).

أما بالنسبة للمرحلة الثانية من هذه الدراسة فهي محاولة التوصل إلى موازنة نموذج الجسم البشري بعد إضافة نماذج لعضلات الطرفين السفليين. حيث قمنا في بداية هذه المرحلة بتحديد العضلات الأساسية والتي تساهم وبشكل رئيسي في توازن جسم الإنسان خلال الوقوف. بعد ذلك قمنا بالإستعانة ببرنامج بناء العضلات الافتراضية (Virtual Muscle (VM وذلك لبناء نماذج عضلات الطرفين السفليين، حيث تمكنا من خلال هذا البرنامج من تأسيس وبناء نموذج عضلي دقيق ويمكن دمج به بسهولة ضمن النظام العضلي الهيكلي الكامل.

بعد ذلك تم الدمج ما بين نموذج جسم الإنسان المبني باستخدام (VN) ونماذج عضلات الطرفين السفليين المبنية باستخدام برنامج (VM) ضمن بيئة (Matlab/Simulink) بحيث قمنا ببناء الدارة التحكمية الخاصة بهذه المرحلة والتي استطعنا من خلالها من التحكم بمفاصل الطرفين السفليين (الورك، الركبة، الكاحل) وذلك من خلال العزوم التي تولدها العضلات المسؤولة عن حركة كل مفصل، سواء العضلات المسؤولة عن قبض ذلك المفصل عن طريق توليد العزم المؤدي لذلك القبض، أو العضلات السؤولة عن بسط ذلك المفصل وذلك أيضاً من خلال توليد العزم اللازم لذلك البسط. تم في هذه المرحلة أيضاً استخدام الخوارزمية الجينية (GA) لضبط بارامترات المتحكمات (PID) وذلك بهدف التوصل إلى التوازن المناسب مع الإشارة هنا إلى أن الدارة التحكمية لهذه المرحلة تحوي ضعف عدد المتحكمات (PID) الموجودة في الدارة التحكمية للمرحلة الأولى، بالتالي فإن ذلك سيزيد من الزمن اللازم للتوصل إلى الضبط المناسب لبارامترات المتحكمات. استطعنا التوصل إلى موازنة نموذج جسم الإنسان خلال كامل زمن الدراسة ولكن لم يكن هنالك استقرار جيد، وذلك كون المتحكم (PID) هو متحكم خطي في حين أن نموذج الجسم البشري هو عبارة عن نواس منعكس ثلاثي

الوصلات وهو نظام غير خطي بالإضافة إلى أن نماذج العضلات المستخدمة هي نماذج غير خطية وهذا يزيد من التعقيد أيضاً.

قمنا بعد ذلك بمحاولة موازنة نموذج الجسم البشري على اعتباره نواس منعكس ثنائي الوصلة حيث قمنا بتنشيط مفصل الورك، فاستطعنا بذلك من التوصل إلى الاستقرار الجيد لموازنة نموذج الجسم البشري مما يقودنا إلى الأهمية الكبيرة لدور الذي يلعبه مفصل الورك في عملية التوازن خلال الوقوف. تبرز أهمية المرحلة الثانية التي تضمنت محاولة بناء نماذج لعضلات الطرفين السفليين على أهمية استخدام تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية Functional Electrical Stimulation (FES) لمساعدة الأشخاص المشلولين على إمكانية الوقوف دون الإستعانة بالغير وبالتالي مساعدتهم على إنجاز حاجياتهم الشخصية الضرورية.

وأخيراً لابد لنا من التنويه إلى أن معظم الدراسات السابقة اعتمدت في طرائقها على نمذجة المعادلات الرياضية بهدف الحصول على التوازن وتحليل الحركة أي الاعتماد على النموذج الرياضي (Mathematical model) الذي لا يمكننا من رؤية حركة النموذج أثناء عملية المحاكاة، في حين قمنا بدورنا ببناء نموذج لجسم الإنسان ومن ثم القيام بعملية ربط النموذج ببيئة (Matlab/Simulink) من أجل التحكم به مما أتاح لنا إمكانية مراقبة النموذج في كل لحظة والتحكم به بالإضافة إلى رؤية نتائج التحكم المطبقة على النموذج كما يحدث على الصعيد الحقيقي الواقعي، علماً بأن النموذج المصمم في برنامج (VN) يعتمد بالأساس على المعادلات الرياضية التي تم حسابها ضمناً داخل البرنامج.

2.1. الهدف من البحث:

يهدف البحث إلى بناء نموذج مُعتمد لعضلات الطرف السفلي للإنسان ومن ثم استخدام هذا النموذج في عمليات التحكم الوظيفي بالوقوف عند الإنسان.

3.1. أهمية البحث:

بما أن جميع خصائص العضلات يتم الحصول عليها بشكل تجريبي بالتالي فإنه من الصعب إيجاد مراجع تحوي جميع هذه الخصائص وذلك لجميع عضلات الطرف السفلي، لذلك فإن عملية جمع هذه الخصائص والحصول عليها ومن ثم بناء نماذج للعضلات اعتماداً عليها هو أمر هام جداً في عمليات البحث العلمي واستمرارية البحث في هذا المجال، كما استخدمت النماذج البشرية المتطورة في مجالات كثيرة مثل علم دراسة الحركة الميكانيكية للرياضيين

(Sport Mechanics) و علم الطاقة (Ergonomics) و علم الميكانيك الحيوي (Biomechanics) وذلك في سبيل تحسين أداء الإنسان وضمان الأمان في شروط العمل، و من أجل توفير الوقت والكلفة مقارنةً مع التجارب.

ومن جهة أخرى فإن استخدام نماذج العضلات التي سيتم بناؤها في عمليات التحكم الوظيفي تفتح آفاقاً ومجالات واسعة في دراسة حركة جسم الإنسان واضطراباتهما.

4.1. محتوى الأطروحة

و ستتضمن هذه الأطروحة في البداية، دراسة تاريخية للأبحاث السابقة المتعلقة بموضوع البحث وذلك ضمن الفصل الثاني من هذه الأطروحة، بعد ذلك سيوضح الفصل الثالث كيفية بناء نموذج لجسم الإنسان الذي يتألف من مجموعة من الأجزاء المختلفة الأطوال والأوزان والمتفصلة مع بعضها البعض عبر مفاصل تتيح لهذه القطع الحركة بجهات محددة لكل جزء من هذه الأجزاء وبدرجات حرية مختلفة. حيث تم الاعتماد على برنامج Visual Nastran في بناء هذا النموذج وذلك لما يتيح هذا البرنامج من إيجابيات وتسهيلات تدعم تصاميم البنى ثلاثية الأبعاد المتعددة الأجسام وتحليلها بأدق التفاصيل المتاحة وذلك طبقاً للأبعاد الفيزيائية لمقاطع الجسم البشري، و يقوم هذا البرنامج ببناء المعادلات الرياضية لنموذج جسم الإنسان ككل وحسب بارامترات الحركة لكل جزء من هذا النموذج (الموضع، السرعة، التسارع، العزم). بعد ذلك يصبح النموذج جاهزاً من أجل المحاكاة بالزمن الحقيقي (Real Time).

أما في الفصلين الرابع والخامس فيعرضان بشكل مفصل برنامج بناء نماذج العضلات الافتراضية (Virtual Muscle) وكيفية بناء نماذج العضلات من خلال هذا البرنامج إضافة إلى شرح عن أهم عضلات الطرف السفلي والتي لها الدور الأكبر في توازن الإنسان، ومن ثم الطريقة التي اتبعناها لبناء نماذج لهذه العضلات باستخدام هذا البرنامج، و طريقة نمذجة ذراع العزم الخاصة بكل عضلة يتم بناء نموذج لها. و كذلك طريقة الربط بين خرج نموذج العضلة والذي يعبر عن قوة العضلة وذراع العزم ضمن بيئة Matlab/Simulink بالشكل المناسب بحيث يتم الحصول في النهاية على العزم الواجب تطبيقه على المفصل (إما ورك أو ركبة أو كاحل) لكي يعطي الطرف الحركة المطلوبة. أما في الفصل السادس فيستعرض الدارة التحكمية المصممة من أجل موازنة نموذج جسم الإنسان خلال الوقوف، و ذلك من أجل حالتين هما:

1- موازنة نموذج جسم الإنسان بدون استخدام نماذج عضلات.

2- موازنة نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات.

وسيتم شرح الخوارزمية الجينية التي تم استخدامها كاستراتيجية بحث تطويرية من أجل ضبط بارامترات الدارتين التحكميتين. أما الفصل السابع فيستعرض النتائج التي حصلنا عليها ويناقش ويقيم هذه النتائج. أما الفصل الثامن فستطرح فيه الاستنتاجات و التطلعات المستقبلية.

5.1. الخاتمة

تم في هذا الفصل شرح توازن جسم الإنسان خلال عملية الوقوف وما تشهده الهندسة الطبية من تطورات في أغلب المجالات، كما تم تسليط الضوء على أغلب الأعمال التي تم إنجازها ضمن هذه الأطروحة مع توضيح كلاً من أهمية وهدف هذا العمل. وأخيراً تم تقديم شرح موجز لمحتوى فصول الأطروحة.

الفصل الثاني

دراسة مرجعية وتاريخية

دراسة مرجعية وتاريخية

1.2. مقدمة

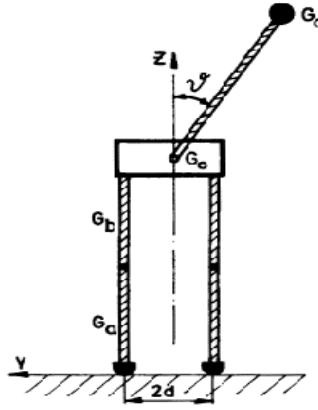
نالت دراسة حركة الإنسان اهتمام العديد من الباحثين منذ سنين طويلة ، وعلى الرغم من أن أنظمة قياس الحركة كانت قد استخدمت منذ حوالي مئة عام من أجل تحديد وقياس و تقييم حركة أجزاء الجسم، إلا أن التكنولوجيا لم توظف بشكل فعلي من أجل فهم حركة الإنسان الطبيعي و المريض حتى الحرب العالمية الثانية حيث عاد آلاف الأمريكيين إلى بلادهم مبتوري الأطراف العلوية أو السفلية، عندها أحدث مخبر للميكانيك الحيوي في جامعة كاليفورنيا و كان الهدف منه دراسة القوى و العزوم التي تساهم في ثبات و استقرار جسم الإنسان أثناء الوقوف كما تساهم في تحقيق توازن و استقرار الجسم أثناء المشي [9]. وبناءً على هذه الدراسات توجه الباحثون حديثاً إلى الربط ما بين علم التحكم و الأنظمة من جهة و الدراسة الميكانيكية لحركة جسم الإنسان من جهة أخرى و ذلك في سبيل إضافة لبنة جديدة لصرح علم الميكانيك الحيوي [9].

2.2. الأبحاث المتعلقة بموازنة نموذج جسم الإنسان دون استخدام نماذج العضلات (The Biped Robot)

إن نماذج التحكم بوقوف الإنسان يمكن أن تساعد على فهم العديد من المعوقات التي تؤدي في بعض الأحيان إلى فقدان التوازن خلال عملية الوقوف. لذلك يعتمد معظم الباحثين إلى إجراء تجاربهم التحكمية على نماذج النواس المنعكس (Inverted Pendulum) الذي يمكن من خلاله محاكاة حالة التوازن بحيث يستطيعون التوصل إلى نتائج يختبرونها على نماذجهم الروبوتية والتي يمكن الاستفادة منها في مجال إعادة تأهيل الأشخاص المعاقين.

ففي عام 1970 قام Vukobratovic et al بدراسة استقرار حركة نموذج روبوت على سطح مستوي أملس كما في الشكل 1-2 وذلك من حيث استقرار كلاً من توجيه النموذج واستقرار مساره واستقرار عملية المشي أو حركة انتقال القدمين معتمدين بذلك على استخدام المعادلات الرياضية غير الخطية من أجل نمذجة الحركة [10]. كما تطرقوا إلى دراسة المحركات (Actuators) التي يمكن استخدامها كمفاصل ودراسة علاقتها باستقرار النموذج، حيث قاموا بتصنيف المشغلات المستخدمة إلى نوعين هما:

1. مشغلات القوة أو العزم التي تقوم بإعطاء القوة أو العزم المطلوب.
2. مشغلات الموقع والتي مهمتها تحديد موقع كل مفصل بالموضع المناسب بناءً على خوارزمية تحديد مسبقاً.



الشكل 1-2 نموذج ميكانيكي بسيط لريبوت ثنائي القدمين [10]

أما فيما يتعلق بنظام التحكم المستخدم فهو قائم على بناء خوارزمية وظيفتها الأساسية تصحيح الاختلافات ما بين الشروط الموضوعية وشروط العمل عند بداية كل دورة حركة بحيث تعمل بالتزامن مع مشغلات القوة والموقع.

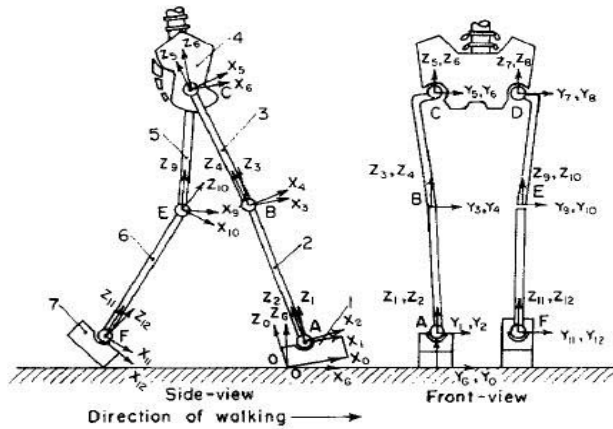
إيجابيات هذه الدراسة:

1. أن دراسة آلية المشي وحركاتها المتعلقة بمشكلة الاستقرار يمكن أن تنتج روبوت واقعي ثنائي القدمين، بحيث يكون متحكم به من خلال وسائل حاسوبية مع الأخذ بالحسبان الاستقرار المطلوب بالإضافة إلى تضمين نوعية المشي المطلوبة.
2. البحث في أنظمة الحركة الاصطناعية يمكن أن يستخدم بهدف تصميم أجهزة إعادة التأهيل للأشخاص الذين يعانون من إعاقة أو شلل بالأطراف السفلية، بحيث يمكن أن يؤدي ذلك إلى الاستفادة لتصميم الهياكل الخارجية التي قد تعطي المعاقين إمكانية استعادة بعض الوظائف الحيوية.

أما السلبات فهي اعتماد الباحثين على نمذجة المعادلات الرياضية أي النموذج الرياضي الذي لا يمكننا من رؤية حركة النموذج أثناء عملية المحاكاة.

بعد ذلك قام كل من Seiregt و Arvika في عام 1975 بنمذجة رياضية للطرف السفلي للإنسان، بهدف التنبؤ بالحمل العضلي المشترك للطرف السفلي ومطابقة ردود الأفعال لكل من مفاصل الورك والركبة والكاحل خلال المشي مع نمط حركة معروف مسبقاً [11].

حيث قاموا بوصف كل قطعة من قطع نموذج الطرف السفلي السبعة كما يبين الشكل 2-2 بست معادلات توازن، و بالنتيجة استطاعوا التوصل إلى أن نموذج الطرف السفلي المؤلف من سبع قطع أنتج 42 معادلة توازن. فمع 31 عضلة لكل طرف سفلي وثلاثة ردود أفعال وثلاثة عزوم على كل مفصل من المفاصل الستة وثلاثة ردود أفعال رضفية أصبح عدد المتغيرات المجهولة 104 و استطاعوا إيجاد حلول لـ 62 مجهول وتم تعيين بقية المتغيرات بشكل اعتباطي.

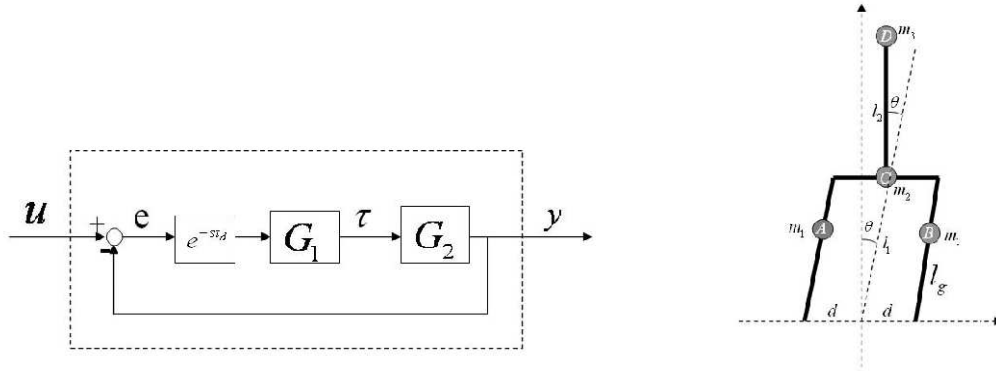


الشكل 2-2 النموذج ذو العدد الكبير من المتغيرات المجهولة [11].

سليبات هذه الدراسة هي الاعتماد على نمذجة المعادلات الرياضية وتعيين عدد كبير من مجاهيل هذه المعادلات بشكل اعتباطي.

في عام 2006 سعى كلاً من Kimura & Jiang إلى بناء استراتيجية تحكم باستخدام متحكم (PID) من أجل الحفاظ على توازن الجسم خلال الوقوف وتحديد الآليات المؤدية لتمايل الجسم (Sway) وذلك ضمن المستوي الجانبي، ومن ثم تقييم استقرار التوازن وخصوصاً فيما يتعلق بدور الحوض وعضلاته التي تتحكم به عن طريق تمثيلها بمحركات (Actuators) تمت نمذجة معادلاتها المشتقة من معادلة لاغرانج وهذه العضلات هي العضلة الإليوية المتوسطة (GM) والعضلة الحرقفية (PM) [5]. بالنسبة للنموذج فهو مكون من نواس منعكس ثنائي الوصلة والذي يبينه الشكل 2-3. في حين تم بناء الدارة التحكمية بالاعتماد على نظام الحلقة المغلقة واستخدام متحكم (PID) وذلك كما يبين الشكل 2-4. تم استخدام القيمة صفر للزوايا المرجعية لكلاً من الجذع والكاكل. بالنتيجة تم التوصل إلى أن الحفاظ على استقرار التوازن في المستوي الجانبي يمكن أن ينجز من خلال استخدام المتحكم (PID) وأن هذا النموذج يمكن أن يستخدم كمعيار لتقييم استقرار توازن الأفراد. كما تبين من خلال النتائج التجريبية أن التنسيق

بين العضلتين (GM) و (PM) يؤدي إلى التحكم بحركات مفصلي الكاحل والحوض اللذين يميلان باتجاهين متعاكسين وبالتالي لهما الدور الأساسي بالتحكم بالتمايل الجانبي خلال الوقوف [5].



الشكل 2-4 الدارة التحكمية [5]

الشكل 2-3 النواس المنعكس ثنائي الوصلة [5]

المشكلة الأساسية التي واجهت الباحثين هي كيفية التحكم بالإشارة العصبية التي يعطيها الجهاز العصبي للعضلات السابقة من أجل إنتاج العزم التصحيحي اللازم عند حدوث ميلان خلال التوازن من أجل الحفاظ على الاستقرار.

إيجابيات الدراسة:

(1) استخدام المتحكم PID والتوصل إلى استقرار جيد لنموذج جسم الإنسان ضمن المستوي الجانبي والممثل على شكل نواس منعكس ثنائي الوصلة والتميز بأنه نظام غير خطي في حين أن المتحكم المستخدم هو متحكم خطي مما يدل على فعالية هذا المتحكم لمثل هذه الأنظمة.

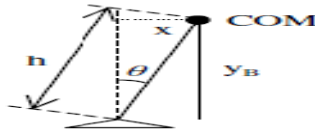
(2) الاعتماد في بناء النظام التحكمي على نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة الذي يتميز بدقته وفعاليته في كثير من التطبيقات

سلبيات الدراسة:

(1) الاعتماد على النموذج الرياضي الذي لا يمكننا من مراقبة حركة النموذج أثناء المحاكاة.

(2) الاعتماد في النمذجة على النواس المنعكس ثنائي الوصلة أي عدم الإشارة إلى الدور الذي يقوم به مفصل الركبة في عملية الاستقرار.

كما قام (QU et al) في عام 2006 بمحاكاة التمايل الذاتي خلال التوازن في المستوي السهمي من خلال نموذج النواس المنعكس البسيط أحادي الوصلة الذي يبينه الشكل 2-5 وذلك باستخدام إستراتيجية الكاحل، كما تم تزويد هذا النموذج بمتحكم عصبي، هو عبارة عن منظم خطي من الدرجة الثانية (LQR) متغيراته زوايا ميلان الكاحل مشتقة بالنسبة للزمن، ومهمته توليد التمايل الذاتي طبقاً لمعيار معين [6]. كما تم استخدام الخوارزمية الجينية من أجل ضبط بارامترات دخل النموذج التي هي عبارة عن بيانات تجريبية تتعلق بكل من المسار الزاوي وعزم مفصل الكاحل تم الحصول عليها من خلال التجارب التي تم إجراؤها على عشرة أشخاص. كما تم اعتماد المسار الزاوي المرجعي لمفصل الكاحل صفر درجة.



الشكل 2-5 نموذج الدراسة [6]

بالنتيجة تم التوصل إلى أن عزم مفصل الكاحل يلعب الدور الأساسي بالتحكم بالتوازن عند الأشخاص كبار السن بشكل أكبر مما هم عليه الحال عند الأشخاص الأصغر سناً، كما تمكن الباحثون من تحليل التمايل الذاتي من خلال المتحكم العصبي. أما المعوقات التي واجهت هذه الدراسة فهي :

1. صعوبة دمج جميع البارامترات التي تؤثر على التمايل الذاتي.
2. نموذج النواس المنعكس البسيط قابل للتطبيق على زوايا التمايل الصغيرة فقط.
3. إن الخوارزمية الجينية هي طريقة إرشادية في التوصل إلى النتائج وليست طريقة مباشرة لإعطاء النتائج.

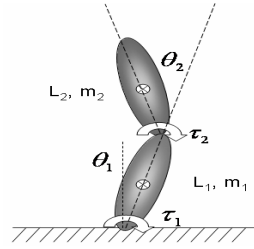
إيجابيات الدراسة:

- (1) الإشارة إلى الدور الكبير الذي يساهم به مفصل الكاحل في الحفاظ على عملية التوازن خلال التمايل الذاتي.

أما سلبيات هذه الدراسة:

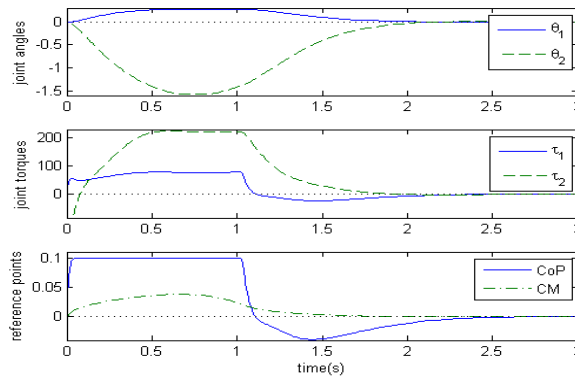
- (1) استخدام نموذج النواس المنعكس البسيط أحادي الوصلة وإستراتيجية الكاحل التي ينصح باستخدامها فقط في حال اضطرابات التوازن الخفيفة.
- (2) الاعتماد على النموذج الرياضي.

في عام 2007 عمل Stephens على بناء دارة تحكمية يستطيع من خلالها التوصل إلى الحفاظ على توازن نموذج لجسم الإنسان خلال الوقوف بالاعتماد على نقطة مركز الضغط (COM) التي يجب أن تبقى بعيدة عن حافة القدم كي لا تبدأ القدم بالدوران [7]. ومن ثم العمل على استخدام نتائجه كبارامترات مرجعية لموازنة روبوت ثنائي القدمين. عمل الباحث على استخدام نموذج النواس المنعكس ثنائي الوصلة ذو مفصلين هما الورك والكاحل كما يبين الشكل 6-2 أما الإستراتيجية التحكمية فهي إستراتيجية الورك والكاحل.



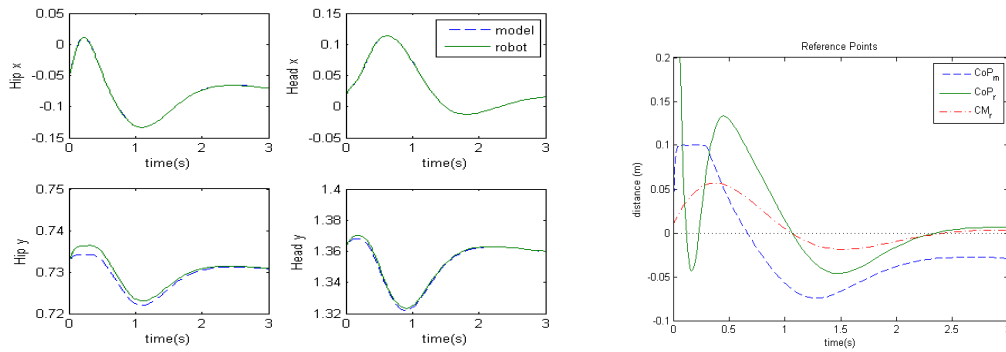
الشكل 6-2 نموذج النواس المنعكس ثنائي الوصلة المستخدم في [7].

استخدم الباحث الدارة التحكمية المغلقة ذات التغذية العكسية. حيث تأخذ المسارات المرجعية لكل من مفصلي الورك والكاحل القيمة صفر. قام الباحث باستخدام المنظمات الخطية من الدرجة الثانية (LQR) كمتحكمات ضمن دارته التحكمية. يقوم المتحكم الأول بتطبيق العزم اللازم لإعادة المسار الزاوي لمفصل الكاحل إلى القيمة المرجعية و بالتالي فهو يلعب دور إستراتيجية الكاحل، ولكن الانحناء الكبير لمفصل الكاحل يؤدي إلى تحريك نقطة مركز الكتلة (COM) نحو الخارج، وهذا يتطلب عزم كبير من مفصل الكاحل من أجل إعادة التوازن. لذلك تم استخدام المتحكم الآخر من أجل تنظيم موضع النقطة (COM) بحيث تبقى فوق الكاحل وهذا بدوره يشبه إستراتيجية الورك، و الشكل 7-2 يبين نتائج كلا من المسار الزاوي والعزم.



الشكل 7-2 نتائج كلا من المسار الزاوي والعزم لنموذج [7].

بعد ذلك تم بناء دارة تحكمية من أجل موازنة الروبوت بحيث يكون دخلها بارامترات النموذج الذي تمت موازنته حيث استخدم المتحكم (PD) ضمن دارته التحكمية، وبحيث تقوم هذه الدارة من خلال التغذية العكسية بتصغير قيمة الخطأ ما بين المسار الفعلي لروبوت والمسار المرجعي للنموذج المتوازن. استطاع الباحث استنباط متحكم التغذية العكسية الذي مكن الروبوت من تتبع المسار الزاوي للنموذج. أي تمت محاكاة النموذج واستخدام حركاته كتغذية أمامية في التحكم بالروبوت والشكل 2-8 يبين نتائج هذه الدراسة.



الشكل 2-8 نتائج محاكاة الروبوت للنموذج [7].

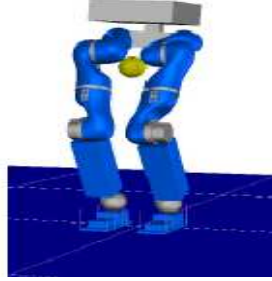
إيجابيات الدراسة:

- 1) الاعتماد في النمذجة على النواس المنعكس ثنائي الوصلة واستخدام الإستراتيجية المختلطة بدلاً عن النواس المنعكس أحادي الوصلة وإستراتيجية الكاقل.
- 2) الاعتماد في الدارة التحكمية على نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة ذات التغذية العكسية.
- 3) استخدام المنظمات الخطية من الدرجة الثانية (Linear Quadratic Regulator (LQR) ومتحكم (PD) كمتحكمات ضمن الدارة التحكمية بحيث استطاع الباحث التوصل لنتائج جيدة.

سلبيات الدراسة:

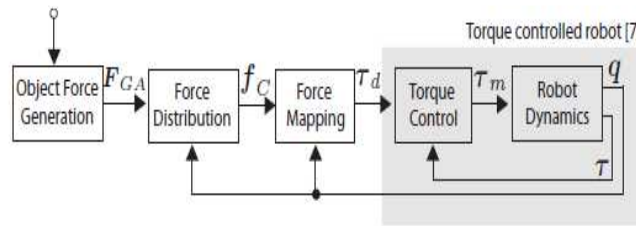
- 1) إهمال دور مفصل الركبة في عملية التوازن خلال الوقوف، أي استخدام النواس المنعكس ثنائي الوصلة بدلاً من استخدام النواس المنعكس ثلاثي الوصلات.
- 2) تحقيق الاستقرار الجيد خلال الوقوف لمدة ثانية واحدة فقط من أصل ثلاثة ثوان أي ما يعادل ثلث زمن الدراسة.

في عام 2012 عرض Ott et al. طريقة جديدة للتحكم بتوازن الروبوت ثنائي القدمين خلال الوقوف كما يبينه الشكل 9-2 من خلال تنظيم موقع نقطة مركز كتلة الجسم (COM) واتجاه الجذع [12].

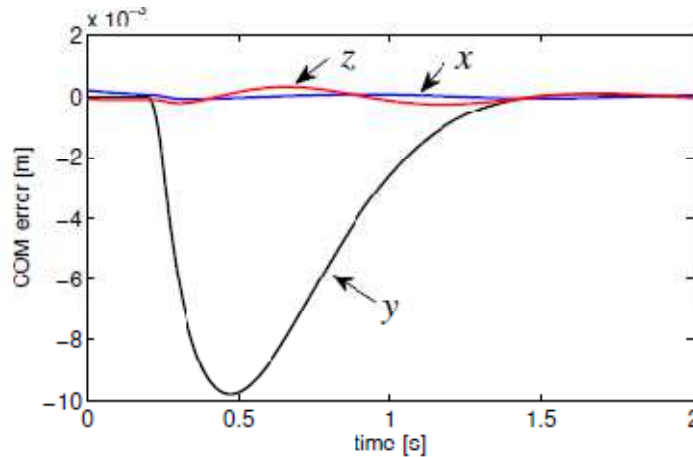


الشكل 9-2 نموذج الروبوت [12].

يقوم المتحكم الذي تبينه الدارة التحكمية في الشكل 10-2 بحساب البارامترات المطلوبة (قوة و عزم) من أجل الحفاظ على التوازن عند حدوث خلل بعملية التوازن ناتجة عن اضطراب خارجي. و يبين الشكل 11-2 نتائج هذه الدراسة.



الشكل 10-2 الدارة التحكمية [12]



الشكل 11-2 مسار نقطة مركز الكتلة [12]

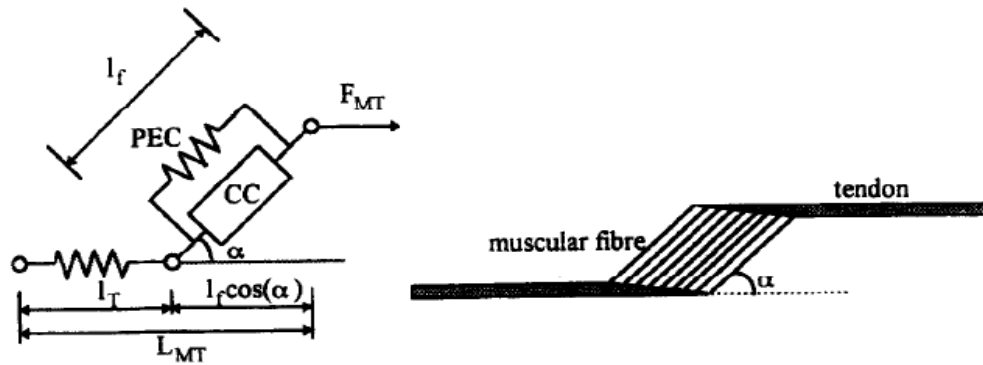
تم تصنيف هذه البارامترات كقوى موزعة في نقاط الاتصال (المفاصل) المعروفة مسبقاً. بالنهاية أبدى هذا المتحكم فعالية كبيرة عند تطبيقه على روبوتات ثنائية الأقدام.

3.2. الأبحاث المتعلقة ببناء نماذج العضلات

تمتلك العضلات خصائص فزيولوجية ووظيفيه تمكنها من قيادة حركات الجسم المختلفة، بالإضافة إلى شكلها التشريحي المميز الذي يعطي الجسم شكله العام ويميزه. لذلك تم بذل جهود حثيثة لتطوير نماذج العضلات، حيث يعتبر كل من نموذج Hill عام 1938 ونموذج Huxley عام 1957 ونموذج Zajac عام 1989 من أهم النماذج التجريبية التي ساعدت الباحثين على القيام بدراساتهم المختلفة المتعلقة بجسم الإنسان وحركاته المختلفة [13].

ففي عام 1990 قام Yamaguchi et al. بالبحث عن قيم البارامترات التجريبية لمكونات العضلات من ألياف وأوتار وذلك على أشخاص بأعمار وأوزان مختلفة من كلا الجنسين، وذلك بهدف إيجاد نموذج للعضلات [46]. بحيث تمكنوا بعد ذلك من جمع العديد من البارامترات التجريبية لعضلات الإنسان التي أفسحت الطريق فيما بعد للباحثين الذين أرادوا بناء نماذج لعضلات الإنسان بشكل قريب وحقيقي من العضلات الواقعية.

واعتماداً على النتائج التي توصل إليها الباحثون السابقون قام Legreneur et al. في عام 1996 بمحاكاة عضلة الساق النعلية (Soleus) وذلك بهدف التحقق من سلوك هذه العضلة خلال مرحلة التقلص اللاتقاصري (التقلص المتساوي الطول) [3]. فقاموا ببناء نموذج لهذه العضلة باستخدام نموذج Hill كما يبين الشكل 12-2.



الشكل 12-2 نموذج عضلة الساق النعلية (Soleus) [3].

فتمكنوا من التوصل إلى التأثيرات التالية:

❖ تأثير المرونة الوترية: حيث وجدوا أن استجابة الوتر تكون متناسبة طردياً مع النسبة ما بين الجزء قليل المرونة من الوتر والطول المثالي للألياف، و وجد تجريبياً أن هذه

النسبة تتراوح قيمتها ما بين (0,2-11) وذلك من أجل عضلات الأطراف السفلية البشرية.

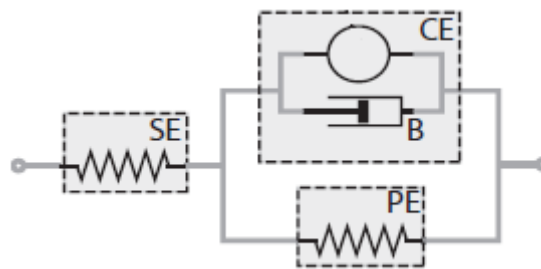
❖ تأثير الزاوية الريشية (الزاوية الناشئة ما بين حزمة الألياف العضلية بالنسبة للوتر العضلي): من أجل التقصص الأحملي الأعظمي، فإن العضلات التي لها زوايا ريشية صغيرة ، تخضع لتأثير زوايا قليل، فتوصلوا إلى أن هذا التأثير يحتاج إلى المزيد من البحث.

❖ التفاعل بين الوتر والزاوية الريشية: وجد أن التفاعل كان أكثر تعقيداً عندما اقتربت الألياف من أطوالها المثالية ووجد أن تمدد الوتر يتناسب عكساً مع الزاوية الريشية.

❖ تأثير إثارة الدخل العصبية: حيث أن مستويات الإثارة العصبية العالية تؤدي إلى التوصل إلى أطوال ألياف مثالية في العضلة بشكل أفضل مما هو عليه الحال في مستويات الإثارة المنخفضة . وكان لهذا البحث الأثر الكبير على تطوير نماذج العضلات.

في عام 2000 قام Cheng et al. من جامعة USC (University of Southern California) بتصميم برنامج (Virtual Muscle) معتمدين في ذلك على نموذج Hill وذلك لبناء نماذج ديناميكية للعضلات [14]. والذي يمكن تعريفه كنموذج تجريبي وضع من قبل العالم Hill عام 1938 حيث تم تمثيل النموذج كما يبينه الشكل 2-13 بحيث يحسب هذا النموذج القيمة المقاسة لقوة خرج العضلة (قوة خرج العضلة مقاسة بالنسبة إلى القوة العظمى للعضلة عند الطول الأمثل لها) كناتج ضرب ثلاث عوامل مستقلة مقاسة عن طريق التجربة وهي: خاصة قوة- طول (FL) ، خاصة قوة- سرعة (FV)، وديناميكية التفعيل العصبي (AD_(u)) وبحيث تحسب قوة الخرج المقاسة كما تبين المعادلة (2-1):

$$F = AD(u) * FL(l_{Muscle}) * FV(l_{Muscle}) \dots \dots \dots (2-1)$$



الشكل 2-13 نموذج (Hill) للعضلة [13].

و تكثفت جهود الباحثين من أجل دراسة الأنظمة العضلية الهيكلية التي تربط ما بين النشاط العضلي و ميكانيكية الحركة في جسم الإنسان، حيث قاموا بوصف مقترحات حسابية لنمذجة الخصائص الميكانيكية المعقدة للعضلات والأوتار تحت الشروط الفيزيولوجية للحركات والتوظيف، وتم تطوير برنامج virtual muscle عام 2009 ليعمل في بيئة الـ Matlab/Simulink بحيث تعطي إمكانية إنشاء عناصر ومكونات عضلية وتيرية واقعية لاستخدامها في التحكم ومحاكاة الحركة. وقد تم توظيف البرنامج على شكل واجهة تفاعلية مع المستخدم وذلك بقصد تسهيل بناء نماذج العضلات وما يتعلق بها من تحليل لحركة النظام الهيكلية العضلي بشكل كامل رغم ما يرافق ذلك من دقة و تعقيد.

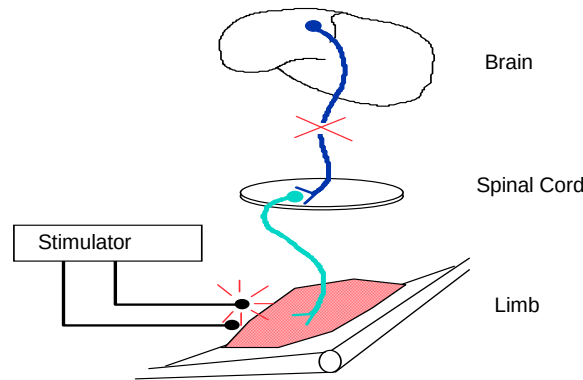
في نفس العام أيضاً قام كل من (Brown & Loeb, 2000) باستخدام هذا البرنامج لبناء بعض النماذج العضلية بهدف دراسة خصائص العضلات، ومدى دقة المعادلات الرياضية المستخدمة في بناء هذه النماذج [15]. فقاموا بدراسة تأثير كلاً من طول العضلة وتردد التحفيز المستخدم لتفعيل هذه العضلة على أزمنة الصعود والهبوط وعلى خصائص ارتخاء العضلة خلال النفضة العضلية السريعة ضمن درجة حرارة الجسم الطبيعية. حيث تبين أن هناك تأثير للسرعة على أزمنة الهبوط عند الترددات الأعلى من الترددات المحصورة ما بين (40-60 pps) كما أن أزمنة الهبوط كانت أقصر خلال الحركة. أخيراً لابد من التنويه أن الباحثين السابقين قد درسوا التأثيرات السابقة من خلال نمذجة العضلة خلال النفضة العضلية السريعة ثم قاموا باستنباط تلك التأثيرات خلال النفضة العضلية البطيئة. وعندما تمت المقارنة مع نماذج ديناميكية حركية سابقة، تبين أن النموذج الكامل قد أنتج دقة تنبئية لقوة العضلة من خلال مقارنتها مع القوة المسجلة خلال التجارب والتي يستخدم فيها تغيرات مستمرة في كلاً من الطول والسرعة وتردد التحفيز مما دل على دقة وفاعلية هذه النموذج.

في عام 2003 قام Perreault et al بدراسة أخطاء نماذج Hill التي يمكن أن تحدث في حال الحركة وعلاقة تلك الأخطاء بتردد التفعيل [16]. على اعتبار أن هذا النوع من النماذج يعتبر من النماذج الشائعة بشكل كبير، حيث يمتاز هذا النموذج ببساطة الحسابية إضافة إلى علاقته الوثيقة بالمتغيرات التجريبية المدروسة بشكل عام مع ملاحظة وجود حقائق تجريبية موثوقة لهذا النموذج خلال الشروط الوظيفية للعمل. كانت فرضية الباحثين في هذه الدراسة قائمة على أن أخطاء هذا النموذج خلال الحركة تكون كبيرة عند الوحدة المحركة ذات معدلات تردد التفعيل المنخفضة بالنسبة لشروط الحركة الطبيعية. حيث تم تقييم هذه الفرضية من خلال إجراء التحفيز الكهربائي على عضلة الساق النعلية للقط، و تبين أن هناك أخطاء كبيرة تحدث عند استخدام الترددات المحصورة ما بين 10-20 Hz. كما أن قوة العضلة المنمذجة كانت

ناتجة عن استخدام نموذج (Hill) بشكل مستقل عن التفعيل و توتر الطول التكرزي وخصائص علاقة القوة بالسرعة. تمت معالجة هذه الأمور فيما بعد من خلال نموذج Hill المعدل والمستخدم كقاعدة في برنامج بناء العضلات الافتراضية (VM).

4.2. الأبحاث المتعلقة بموازنة نموذج جسم الإنسان باستخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES) Functional Electrical Stimulation

يعتبر ضعف المقدرة على التوازن خلال الوقوف من أهم نتائج إصابة النخاع الشوكي، حيث يتراوح مجال الضعف ما بين الضعف المعتدل والذي يمكن معالجته عن طريق التدريب، والضعف الحاد الذي يمكن معالجته عن طريق الأجهزة التعويضية عن طريق استخدام التحفيز الكهربائي الوظيفي (FES). تعتبر العضلة المشلولة عضلة سليمة ولكنها تعاني من عدم إمكانية استلام الإشارة المرسلة إليها من الجهاز العصبي المركزي وذلك بسبب الخلل الموجود بالنخاع الشوكي كما يبين الشكل 2-14. أدى التطور التقني إلى استخدام تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES) والتي تعتمد على تطبيق نبضات كهربائية صغيرة لإثارة الأعصاب المتصلة بالعضلات المحركة، بهدف إعطائها القدرة على إنتاج الحركات المفيدة.



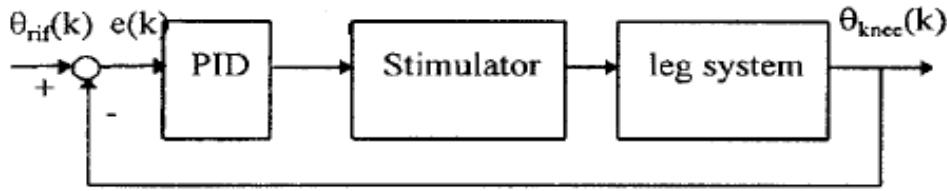
الشكل 2-14 مبدأ تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES)

تعد الإثارة الكهربائية الوظيفية FES هي الأداة التي تستخدم كبديل للوظيفة العصبية المصابة أو المنتهية. عموماً فإن هذه التقنية تعد كتقنية بديلة للتعصيب و هي تعتمد على إثارة النسيج العصبي لغرض إعادة أداءه الوظيفي [8].

إن أبسط نظام FES من أجل الوقوف في حالة الشلل هو نظام التحكم ذو الحلقة المفتوحة المحفزة للعضلات الباسطة لمفصل الركبة بحيث تبقى الركبة في حالة البسط. بينما يتم تثبيت مفصل الورك، في حين يتحرك مفصل الكاحل بحرية. وبحيث يستخدم الشخص ذراعية

كداعمين مناسبين من أجل المحافظة على الوقوف. ومن المشاكل التي ظهرت هي التعب العضلي، ومشكلة استخدام يدي المريض بشكل دائم وبشكل مؤثر في عملية التوازن مما يجعل هذا الوقوف غير وظيفي نوعاً ما واخير مشكلة التدريب التي لا يرغب بها معظم الأشخاص [17].

ففي عام 1996 قام Ferrarin et al. ببناء دارة تحكمية من أجل التحكم بحركات مفصل الركبة مستخدمين الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES) [18]. حيث اعتمدوا في بناء الدارة التحكمية على نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة ذات متحكم (PID) من أجل حل مشكلة التعب العضلي، بحيث كان دخل النظام عبارة عن المسار الزاوي المطلوب لمفصل الركبة كما اعتبر على أنه دخل مرجعي، أما خرج النظام فهو المسار الزاوي الفعلي لمفصل الركبة، كما يبين الشكل 15-2.



الشكل 15-2 مخطط الدارة التحكمية [18].

حيث تبين أن كلاً من متحكم (PID) والدارة التحكمية المغلقة ذات أداء فعال بالنسبة للحركات البطيئة.

يعتبر ضعف البيانات المتعلقة باستراتيجية التحكم المناسبة من العوائق الأساسية في استعادة الوقوف المدعوم من قبل (FES) لدى الأشخاص المصابين بشلل الأطراف السفلية، حيث تركز القضية الأساسية على كيفية الربط الكامل ما بين النشاطات الإرادية لجزء الجسم العلوي السليم المتأثر بالبيئة المحيطة وأداء أنظمة التحكم (FES) الداعمة لأجزاء الجسم السفلي المشلول. لذلك سعى الباحثون إلى حل مثل هذه العوائق. ففي عام 2003 قام Matjacic et al من خلال التحقق مما يلي [17]:

1. الميكانيزمات الأساسية للوقوف الوظيفي عند الأشخاص السليمين عصبياً.
2. إعادة تدريب النشاطات الحسية الحركية لجزء العلوي السليم لأشخاص مشلولين.
3. تطوير نظام تحكمي (FES) ذو حلقة مغلقة لدعم المفاصل المشلولة.

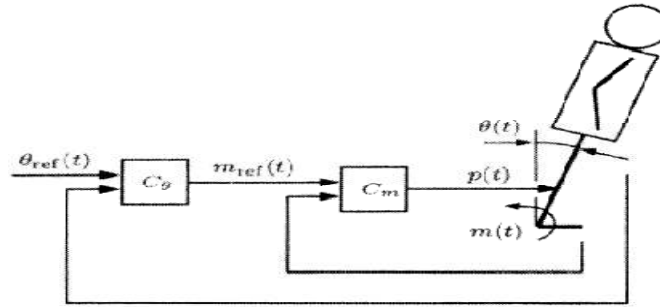
كانت الخطوة الأولى التي اتبعتها الباحثة من أجل التوصل لاستراتيجية تحكم مناسبة لاستعادة التحكم الوظيفي بالوقوف دون وجود دعم من اليدين هي دراسة ردود الأفعال العصبية لدى الأشخاص السليمين تحت شروط تجريبية معينة ذات علاقة بالموضوع المدروس. حيث تم

استخدام جهاز يدعى Multi-Purpose Rehabilitation Frame إطار إعادة التأهيل المتعدد الأغراض (MRF) و يقوم هذا الجهاز بإعطاء اضطراب على مستوى الحوض مع تثبيت مفصل الركبة، بالتالي فإن الجسم سيتصرف فيما لو أنه نواس منعكس ثنائي الوصلة، بحيث أن هذا الإضطراب سيقسم الجسم إلى جزئين سفلي وعلوي يتحركان باتجاهين متعاكسين. أظهرت النتائج التجريبية أن مفصل الكاحل قد تعرض لعزم قدرة (20 Nm). وبحيث تم التوصل من خلال هذه التجارب إلى أن استقرار مفصل الكاحل هو القاعدة الأساسية في التحكم بموازنة واستقرار الوقوف، وأن الأشخاص المشلولين يمكنهم التوازن خلال الوقوف عن طريق الاستعانة بالجزء العلوي السليم من الجسم.

قام الباحث ببناء دارة تحكمية مغلقة (FES) بحيث تتحكم بنموذج لنواس منعكس أحادي الوصلة، أي أن النموذج يتحرك حول مفصل الكاحل في المستوي السهمي. تتألف الدارة المبينة في الشكل 2-16 من حلقتين متداخلتين من أجل التحكم بالوقوف، إحداها

1. حلقة داخلية من أجل التحكم بعزوم مفصل الكاحل عبر تحفيز عضلات الساق أي متحكم عزم.

2. حلقة خارجية تحوي متحكم زاوي من أجل تنظيم زاوية ميلان الجسم، وإشارتها التحكمية عبارة عن عزم الكاحل المطلوب للحلقة الداخلية.



الشكل 2-16 الدارة التحكمية لنواس المنعكس أحادي الوصلة [17].

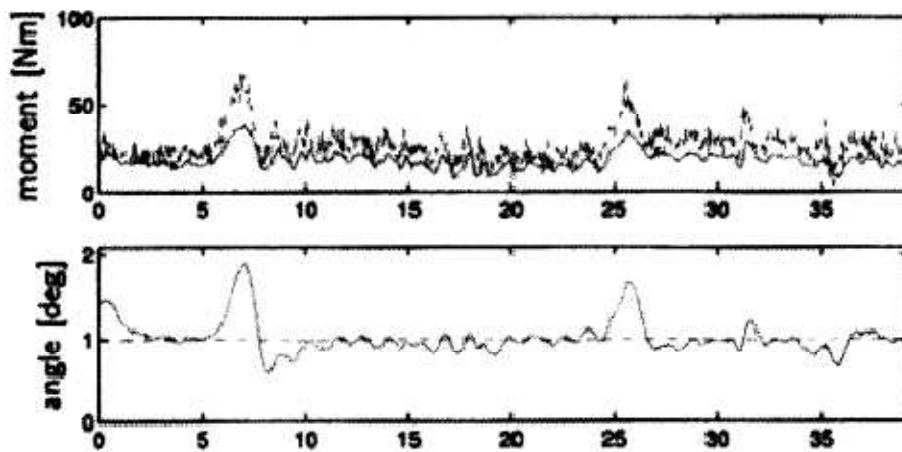
تم انجاز الدراسة التجريبية على الأشخاص المشلولين في هذه الخطوة من خلال جهاز (wobbler) كما يبينه الشكل 2-17 بحيث يكون الشخص فيه حر الحركة حول مفصل الكاحل فقط، ويتم توليد عزم الاستقرار عن طريق التحفيز الكهربائي الوظيفي لعضلات الساق. بحيث يرتدي الشخص الخاضع للدراسة درع يقفل كلاً من مفاصل الورك والركبة، ومن أجل الأمان هناك أربعة حمالات موجودة على الأكتاف وموصولة بواسطة حبال إلى حمالات مثبتة بالسقف. كما ان الجهاز مزود بمقياس لمعرفة زاوية ميلان الجسم، وصندوقين

يتم وضع الأقدام ضمنهما بحيث تسمحان لهما بالحركة في المستوي السهمي فقط وهما مزودان بمقاييس وحساسات من أجل قياس عزوم الكاحل بكل طرف.



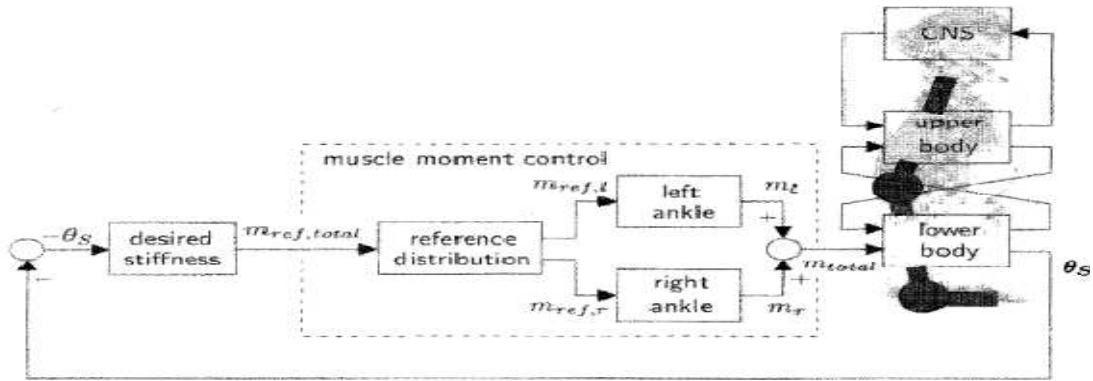
الشكل 17-2 جهاز Wobblers [17].

أظهرت النتائج التمهيدية لهذه الخطوة إمكانية استقرار الوقوف لمدة تتراوح (30-40 Sec) كما في الشكل 18-2 مع ملاحظة تأثير المؤثر الخارجي الذي تمت إضافته على شكل قوة ضمن اللحظات الزمنية (5 & 25 Sec). تبين هذه النتائج إمكانية إنجاز فترات طويلة للوقوف تتأثر بقوة العضلات ونسبة تعبها، وإمكانية التغلب على المؤثر الخارجي.



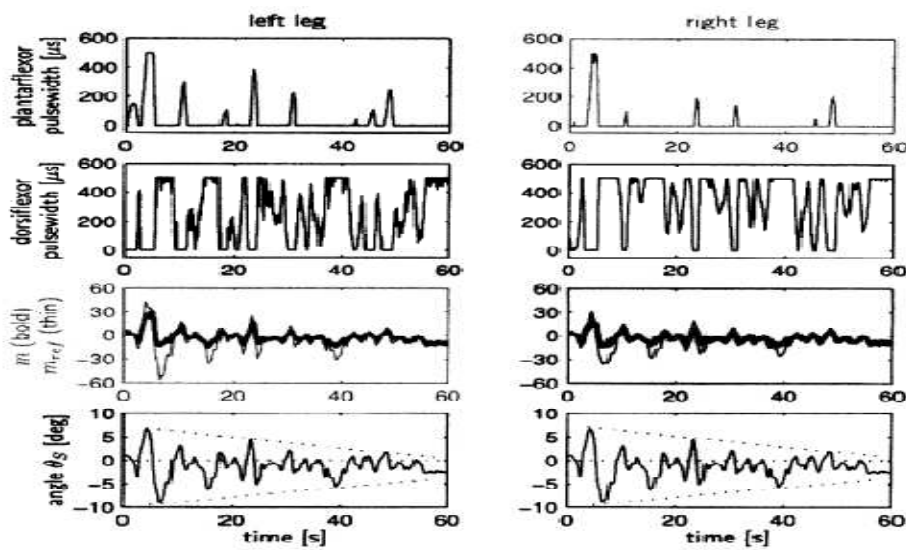
الشكل 18-2 العزم والمسار الزاوي لمفصل الكاحل [17].

الخطوة الثانية التي قام بها الباحث هي تضمين النشاطات الحركية الإرادية للجزء العلوي السليم من الجسم ضمن الدارة التحكمية كما يبين الشكل 19-2.



الشكل 2-19 الدارة التحكمية لموازنة نواس منعكس ثنائي الوصلة [17].

تم انجاز الدراسة التجريبية على الأشخاص المشلولين في هذه الخطوة من خلال جهاز (MRF) الذي يعطي إمكانية حرية حركة الجزء العلوي من جسم الشخص (الجذع) وتثبيت كلاً من الورك والركبة بوضعية الانبساط. وأظهرت هذه الدراسة التجريبية أن الشخص المشلول استطاع الوقوف لمدة دقيقة واحدة فقط كما في الشكل 2-20، بحيث أن نصف الجسم العلوي كان خاضع للحركة الطوعية، في حين كان يتم التحكم بمفصل الكاحل من خلال حلقة التحكم المغلقة (FES) المسؤولة عن تحفيز العضلات القابضة والباسطة لمفصل الكاحل بهدف التوصل إلى الاستقرار المطلوب لهذا المفصل. يتم قياس عزم الكاحل من خلال صفيحة القوى بينما يتم قياس الزوايا من خلال الحساسات. تبين من خلال هذه الدراسة أن قيمة استقرار مفصل الكاحل هي (10 Nm/°).



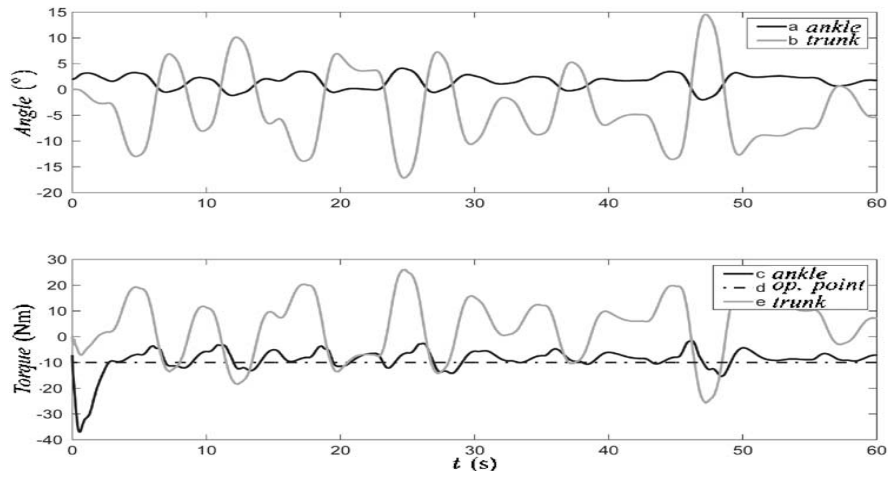
الشكل 2-20 عزم وزاوية مفصلي الكاحل لشخص مشلول خلال وقوفه دقيقة واحدة [17].

توصل الباحث بالنهاية إلى ما يلي:

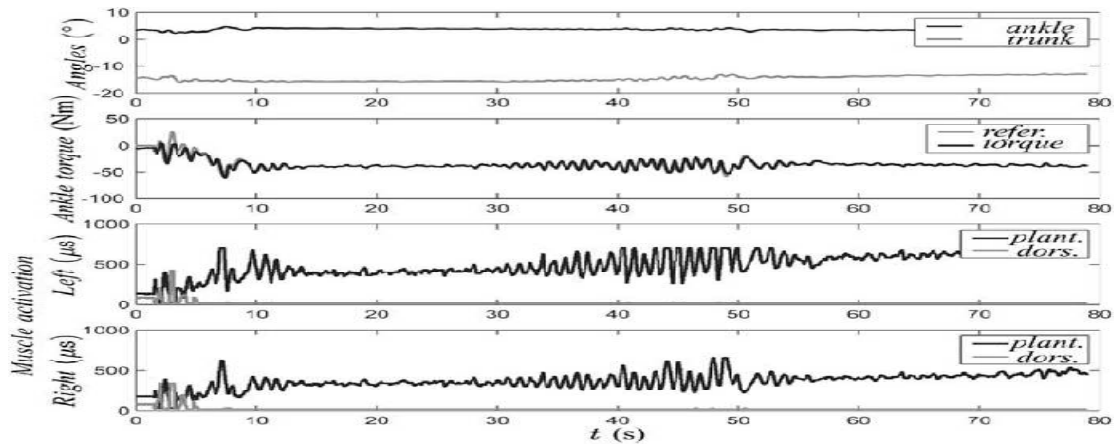
1. إن نظريات التحكم التي تعتمد على الـFES تتطلب نموذج بسيط لحركات مفصل الكاحل.
2. رغم ضرورة وجود النموذج إلا أن الدقة العالية لهذا النموذج غير ضرورية لأنه الغاية منه تصميم التحكم بالتغذية الخلفية.
3. المعوقات الأساسية هي أن المرضى المشلولين قد يعانون من ضعف عضلي و تعب عضلي سريع.

أدت هذه المعوقات إلى محاولة إيجاد طرق تحكمية تمكن الشخص المشلول من إمكانية إطالة زمن الوقوف دون مساعدة اليدين وتخفيض التعب العضلي الذي يمكن أن تعاني منه عضلات مفصل الكاحل إلى قيمته الدنيا. ففي عام 2004 قام كلاً من Mihelj & Munih بتصميم نظام تحكمي مبني على تصغير الاستهلاك الوظيفي الذي تبذله عضلات مفصل الكاحل بالإضافة إلى التكامل مع النشاطات الإرادية للجذع [19]. بحيث تم التركيز على استخدام الحلقة المغلقة للتحكم بقبض وبسط مفصل الكاحل من خلال التحفيز (FES) مع التحكم بالتمايل الإرادي للجذع، أي أن خوارزمية التحكم قائمة على تقليل الحمل عن العضلات المُحفزة قدر الإمكان. تمت في البداية نمذجة الجسم البشري على شكل نواس منعكس ثنائي الوصلة مع وجود درجة حرية واحدة لكل من الكاحل والجذع ضمن المستوي السهمي، ومن ثم تمت نمذجة المعادلات التي تعطي مركبتي قوة رد الفعل على مفصل الكاحل بالإضافة إلى المعادلات الخطية التي تصف حركات الجسم (النواس) والمعادلات المسؤولة عن قبض وبسط كلاً من الكاحل والجذع وبحيث يتم التحكم بالجذع من خلال الجهاز العصبي المركزي في حين يتم التحكم بالجزء السفلي من خلال حلقات التحكم باستخدام الـFES.

عند تطبيق الدارة التحكمية على شخص سليم باستخدام جهاز الـMRF كانت قيمة عزم مفصل الكاحل حوالي (5 Nm) أما المسار الزاوي للكاحل فقد تراوح ما بين (0 - 5 Deg) وهي مبيّنة في الشكل 2-21. أما المرحلة الثانية فهي تطبيق الدارة التحكمية على شخص مشلول وهنا يمكن التأكد من مدى فعالية النظام التحكمي الحقيقية. حيث أن الشخص الخاضع لهذه التجربة تم تدريب عضلاته لمدة شهر، ولم يكن قد قام بالوقوف مع حرية حركة اليدين من قبل. حيث تمكن الشخص المشلول من الوقوف لمدة (80 Sec) حيث كان تحفيز العضلات الباسطة هو السائد كما يبين الشكل 2-22 وذلك لأن الشخص يرتاح بهذه الوضعية من الوقوف بحيث يكون مركز الثقل فوق الكاحل من خلال الحركة المتعكسة للجذع والكاحل. ويمكن لهذا الوقوف أن يدوم ولكن سبب زواله هو التحفيز السائد الذي يسبب التعب العضلي.

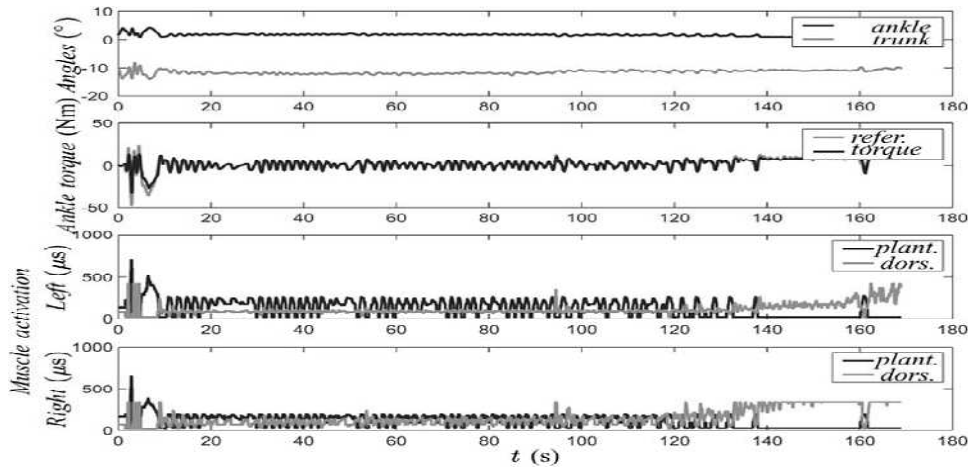


الشكل 2-21 العزم والمسار الزاوي لمفصل الكاحل لشخص سليم [19].



الشكل 2-22 العزم والمسار الزاوي لمفصل الكاحل لشخص مشلول لمدة (80 Sec) [19].

ويوضح الشكل 2-23 زوال عملية التحفيز السائد، بحيث تعمل العضلات الباسطة والقابضة بالتناوب، وكما يبين فترة الوقوف الطويلة التي استطاع الشخص تحقيقها، حيث نلاحظ عدم وجود تعب عضلي. وبالتالي استطاع الباحث التوصل إلى فترة جيدة لاستقرار وقوف الشخص المشلول لفترة جيدة، ولكن المشكلة التي ما زال يحاول الباحثون التوصل إليها هي إمكانية التوصل إلى إستراتيجية تحكمية تمكن الشخص المشلول من الوقوف دون قفل حركتي مفصلي الورك والركبة على وضعية الانبساط الدائم، أي تقنية تحفيز لكامل العضلات المسؤولة عن قبض وبسط هذه المفاصل.



الشكل 2-23 العزم والمسار الزاوي لمفصل الكاحل لشخص مشلول لمدة (180 Sec) [19].

إيجابيات الدراستين السابقتين:

استطاع كلاً من الباحثون السابقون من التوصل إلى استقرار جيد لوقوف الشخص المشلول خلال زمن الدراسة والاستفادة من الحركات الطوعية لجزء العلوي السليم من الجسم.

سلبيات الدراسة:

إن جميع الباحثون السابقون اعتمدوا في دراساتهم على إستراتيجية الكاحل عبر تحفيز عضلات الكاحل فقط عن طريق حلقات التحكم (FES) دون محاولة الاستفادة من تحفيز بقية عضلات الطرفين السفليين، كأن يحفزوا عضلات مفصل الركبة مثلاً أي استخدام النواس المنعكس ثلاثي الوصلات.

5.2. الخاتمة

وبهذا تم تسليط الضوء على بعض الدراسات السابقة التي تناولت دراسة التوازن أثناء الوقوف، سواءً من حيث توازن الروبوت ثنائي القدمين (Biped Robot) أثناء الوقوف دون التطرق لاستخدام نماذج العضلات، أو من خلال التطرق إلى الدراسات المرجعية التي استخدمت نماذج العضلات، بالإضافة إلى الدراسات التي استفادت من نماذج العضلات من أجل التوصل إلى إيقاف الإنسان المصاب بشلل الطرفين السفليين باستخدام تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES)، وذلك بهدف تقديم المساعدة لهؤلاء الأشخاص بحيث يستطيعون ممارسة حياتهم اليومية دون الاعتماد على الغير.

الفصل الثالث

بناء نموذج جسم الإنسان

بناء نموذج جسم الإنسان باستخدام

Visual Nastran software and Matlab/Simulink

1.3. المقدمة

إن اختيار النموذج الصحيح للجسم المراد تصميمه هو أمر في غاية الأهمية ، فمن الممكن أن تتم نمذجة جسم ما عن طريق النمذجة التقليدية الرياضية (المعادلات الرياضية)، أو من الممكن أن تبنى باستخدام أحد برامج التصميم بمساعدة الحاسب.

حيث يُظهر هذا الفصل كيفية تصميم وبناء جسم الإنسان عن طريق برنامج الـ (Visual Nastran) باستخدام المعطيات المتوفرة عن قياسات الجسم البشري (Anthropometric measurements) كما أن هذا الفصل يبين كيفية الدمج بين هذا البرنامج (Visual Nastran) وبرنامج Matlab/Simulink. إن بناء النموذج بهذه الطريقة يوفر الوقت و المال اللازم لإجراء التجارب العملية و في حال حدوث أي تغيرات في النموذج لاحقاً فسيكون عندها من الممكن إنجاز المحاكاة بسهولة من خلال هذا البرنامج، إن عدم استخدام عملية النمذجة و المحاكاة في تصميم إستراتيجية التحكم بالتوازن أثناء الوقوف لمشغولي الأطراف السفلية و الاعتماد على التجارب فقط يؤدي إلى تكلفة باهظة و استهلاك كبير للزمن بالإضافة إلى الانزعاج الذي تسببه هذه التجارب للشخص محط التجربة. لذلك فإننا سنقوم بدورنا ببناء نموذج جسم الإنسان الخاص ببحثنا من خلال الإستعانة ببرنامج (Visual Nastran)، بحيث يتم تصميم هذا النموذج حسب الأبعاد الفيزيائية لمقاطع الجسم البشري بالاعتماد على الجدول 2-3 المأخوذة من المرجع [9] الذي تم وضع بياناته على أساس بناء نموذج لجسم بشري طوله (1.8 m) بينما وزنه هو (70 kg).

2.3. برنامج (Visual Nastran)

لقد استطاع برنامج الـ (Visual Nastran 4D VN4D) أن يوحد مجموعات التصميم بمساعدة الحاسب و الحركة و تحليل العناصر المحددة (FEA) وتقنيات التحكم في نظام نمذجي فريد من نوعه.

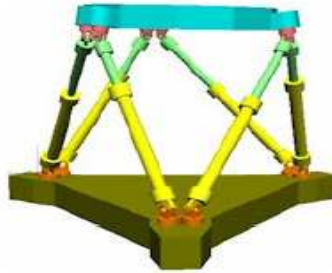
في هذا البرنامج يمكن للمستخدم أن يجلب رسومات مصممة باستخدام برامج التصميم بالحاسب CAD (مثل: Solid works , Inventor , Solid edge , Mechanical desktop). كما يمكنه أن ينجز الحركة مع تحليل العناصر المحددة (FEA)، بالإضافة إلى أنه يرتبط مع نظام التحكم والمحاكاة بالـ Matlab ضمن برنامج واحد. حيث يمكن تمثيل نماذج الـ VN4D بكتلة تضاف كعنصر جديد في مكتبة المحاكاة

في برنامج Matlab/Simulink ، كما يمكن ربط مجموعة محددة من بارامترات نموذج الـ VN4D مثل: السرعة و الموضع و العزوم مع Matlab/Simulink من أجل تصميم نظام تحكمي.

إن VN4D هو اختصار لأربعة أجزاء من مراحل التصميم وهي كالتالي : الرسم و التحريك و التقطيع والتحكم [20].

أ- مجموعة أدوات الرسم: و تحتوي على أدوات التصميم عن طريق الحاسب و تتكامل مع برامج التصميم الهندسي بالحاسب CAD و التي يمكن أن تعطي نموذجاً دقيقاً ثلاثي الأبعاد. و يقيس برنامج الـ VN4D القوة و العزم و الموضع و السرعة و التسارع و الطاقة الحركية... الخ.

إلا أن التصميم باستخدام الـ VN4D فيه شيء من الصعوبة وذلك لأن الأجسام في النموذج ترتبط بمفاصل مقيدة عبر ما يسمى المحاور ذات الإحداثيات (coords) . والتي تكون ملحقه بالأجسام المراد وصلها و يجب أن تحدد هذه المحاور بدقة قبل التقييد و سنشرح ذلك لاحقاً بشكل مفصل عند الحديث عن التصميم عن طريق الـ Visual Nastran . كما أن هناك أيضاً صعوبة في تمفصل أو تحريك الأجسام الموصولة بتقنية معقدة مثل منصة Stewart platform التي تظهر في الشكل 1-3.



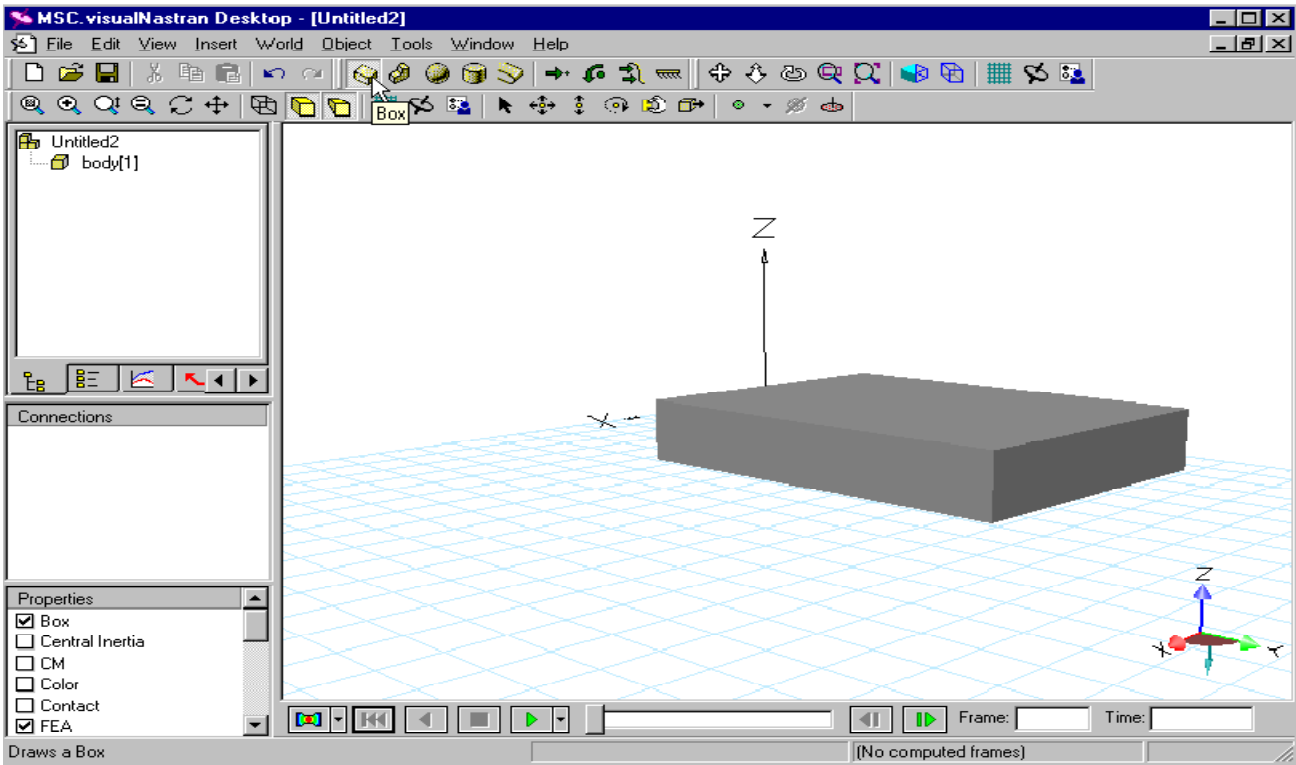
الشكل 1-3 منصة ذات الحركة المعقدة [20].

ب- التقطيع: و يشمل محاكاة للحركة مع تحليل العناصر المنتهية (FEA)، و هذا التحليل يبين توزيع الإجهادات على أجزاء الجسم جراء تطبيق قوى مختلفة عليه، ثم تدرس هذه الإجهادات لمعرفة فيما إذا كان النموذج سيصمد بعد تطبيق هذه الإجهادات أم لا . كما أن هذه العملية يمكن أن تبين لنا درجة التشوه التي يتعرض لها الجسم نتيجة الإجهاد فإذا كانت هذه التشوهات كبيرة إلى حد ما فإن هذا يعني أن البنية من المحتمل أن لا تعمل كما هو مطلوب بل ربما تفشل.

ت- التحكم بالنموذج: و يتضمن التكامل مع (Matlab) و ربط ذلك من خلال الـ Matlab/Simulink. إن التمكن من مراقبة و مشاهدة أنظمة التحكم المبنية في الـ Matlab/Simulink مع مشاهدة الحركة الفعلية للنظام المتحكم به في نفس الوقت هو ميزة هامة لبرنامج (VN4D). و يدعم الـ VN4D العديد من أنماط المفاصل المقيدة مثل المفصل الصلب (rigid) و المفصل الدوراني

(revolute) و المفصل الكروي و المفصل المنزلق و المفصل المستوي و الأعمدة وحتى الحبال. كما يتم التحكم بالحركة عن طريق المحركات (motors) و المشغلات (actuators) و القوى و الضغط و العزوم و الجاذبية الأرضية. أما البارامترات القابلة للقياس فتشمل السرعة و التسارع و الطاقة و الإزاحة و قوى الاحتكاك و قوى التأثير [21].

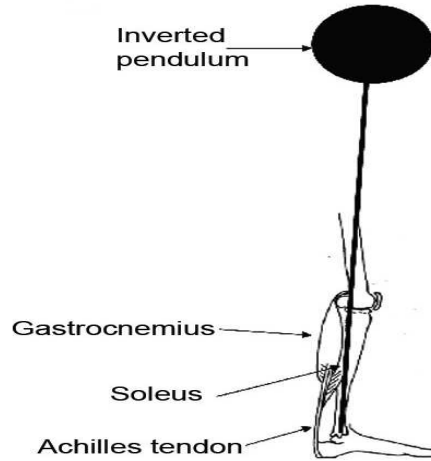
إن بيئة الـ VN4D هي البيئة الوحيدة التي ينجز فيها سوياً و بوقت واحد كل من تحليل الحركة و الـ FEA و التحكم و المحاكاة باستخدام نموذج ثلاثي الأبعاد و يبين الشكل 2-3 بيئة برنامج الـ VN.



الشكل 2-3 واجهة المستخدم لبرنامج (VN)

3.3. مفهوم التوازن The Balance

خلال الوقوف يكون مركز كتلة الجسم متوضعاً إلى الأمام قليلاً بالنسبة لمفصل الكاحل، بحيث يبدو الجسم وكأنه سيسقط إلى الأمام، إلا أن عضلات الساق تلعب دوراً هاماً في عملية التوازن وخصوصاً العضلة النعلية والعضلة الساقية (Soleus & Gastrocnemius) كما يبين الشكل 3-3 [3].



الشكل 3-3 دور عضلات الساق في منع سقوط الجسم إلى الأمام [3]

حيث تساهم قوة الجاذبية بسحبنا نحو الأمام والأسفل بينما تقوم القوى الناتجة عن هذه العضلات بسحبنا نحو الخلف، منعاً لسقوط الجسم. فكلما مال الجسم إلى الأمام بشكل أكبر كلما توجب على هذه العضلات إعطاء المزيد من القوة. لقد بينت الدراسات السابقة بأن زاوية ميلان الجسم إلى الأمام لغالبية الأفراد هي حوالي (3° Deg) [4]. وعند هذه الزاوية يكون متوسط القوة لعضلات الساق لكل طرف حوالي (500 N)، والتي تساوي تقريباً (12%) من القوة العظمى التي يمكن أن تنتجها العضلة النعلية (Soleus) لأحدى الطرفين [4].

1.3.3. النواس المنعكس Inverted Pendulum

يمكن أن نعبر عن النواس المنعكس بأنه نظام غير مستقر له عدة ردود فعل تتميز بعدم الخطية في سلوكها. يعتبر التوصل إلى عملية استقرار هذا النواس ليس بالمهمة السهلة ولكنها تعبر وبشكل جلي عن فاعلية النظام التحكمي المستخدم. اعتاد الباحثون بشكل عام على استخدام النماذج البسيطة لتمثيل عملية الوقوف عند الإنسان مع التنويه إلى أن هذه النماذج لا تعرض جميع الميزات الطبيعية لعملية التوازن أو الوقوف عند الإنسان الحقيقي. إن فرضية النواس المنعكس قائمة على التركيز على حركات مفصلي الكاحل فقط، أي بمعنى آخر ليس هناك حركة أخرى من الأطراف أو بين المقاطع المختلفة من الجسم. وتتم هذه الدراسة عادةً في المستوى السهمي فقط أي الحركة إلى الأمام والخلف فقط. علاوةً على ذلك فإن الكاحلان يشتركان بمحور مشترك. إن تمثيل عملية التوازن خلال الوقوف قد طرحت لأول مرة من قبل الباحث سميث في عام (1957) الذي كان محاضراً لعلم التشريح في جامعة أندروز، حيث كان النواس المنعكس فكرة عملية ومحفزة لتوضيح عملية الوقوف والتوازن بما تحويه هذه العملية من تعقيدات يصعب فهمها دون تمثيلها بنظام معين [4]. بعد ذلك جاءت العديد من

الدراسات التي اعتمدت على فكرة النواس المنعكس [5,6,7]، وجميعها واجهت نفس المشكلة المتمثلة بصعوبة موازنة هذا النواس، لذلك يتضح أنه حالما يمكننا التوصل إلى موازنة هذا النواس المنعكس (أحادي أو ثنائي أو ثلاثي الوصلة) وفهم كيفية هذه الموازنة، فإنه يمكننا فهم عملية توازن الإنسان خلال الوقوف إضافة إلى سمات أخرى لعملية الحفاظ على هذا التوازن والسيطرة عليه [4].

2.3.3. توازن جسم الإنسان Human Balance [2]:

يوصف التوازن أثناء الوقوف بأنه عبارة عن مجموعة الحركات التي تقوم بها أجزاء محددة من الجسم وذلك بهدف منعه من السقوط على الأرض والمحافظة على شكله المتوازن خلال الوقوف. إن شروط عملية التوازن المستقر أي التوازن خلال الوقوف دون القيام بعمليات المشي، يمكن أن يحل باستخدام المعادلة (1-3) التي تخضع لفرضية النواس المنعكس كما في الشكل 3-4 المؤلف من وصلة واحدة والتي تصف تأرجح جسم الإنسان خلال الوقوف:

$$F_y * x_{cop} - Mg * x_{com} = I\theta_{\alpha} \longrightarrow 1-3$$

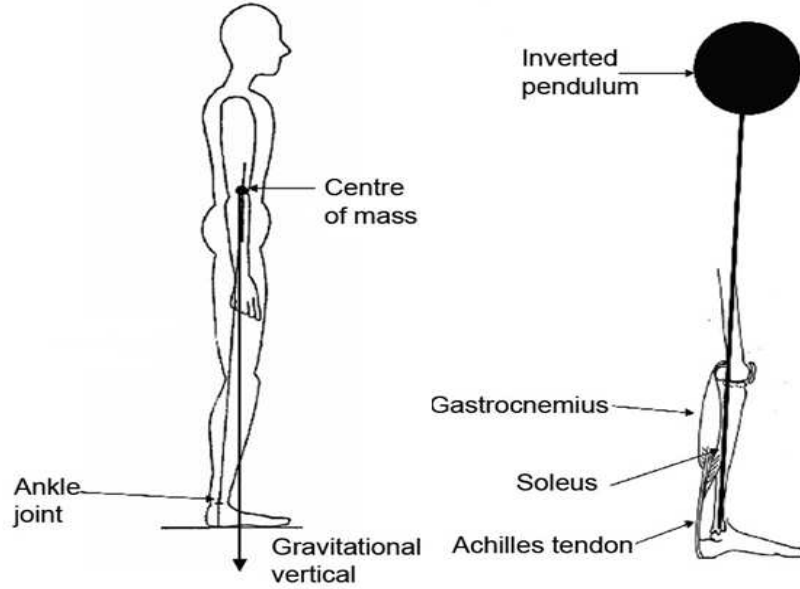
حيث تعبر (F_y) عن قوة رد الفعل الشاقولية، بينما تعبر (Mg) عن الوزن الكلي لجسم الإنسان، أما (x_{cop}) فهي عبارة عن المركبة الأفقية لنقطة لمركز الضغط (COP)، أما (x_{com}) فهي المركبة الأفقية لمركز الكتلة (COM) على سبيل المثال (مركز الجاذبية (COG))، و تمثل I عزم الجسم حول مفصل الكاحل، أما (θ_{α}) فهي زاوية مفصل الكاحل. وبناءً على ما سبق ومن خلال المعادلة السابقة يمكن أن نميز الحالات التالية:

إذا كان ($F_y * x_{cop} > Mg * x_{com}$) هذا يعني أن الجسم يميل للتأرجح نحو الخلف، بالتالي هناك حاجة لتخفيض (x_{cop}) حتى يصبح مركز الضغط خلف مركز الكتلة.

إذا كان ($F_y * x_{cop} < Mg * x_{com}$) هذا يعني هناك ميل لتأرجح الجسم إلى الأمام، لذلك نحن بحاجة لزيادة (x_{cop}) حتى يتوضع مركز الضغط أمام مركز الكتلة (x_{com}).

أما إذا كان ($F_y * x_{cop} = Mg * x_{com}$) هذا يعني أن الجسم يحافظ على توازنه خلال عملية الوقوف.

إن زيادة المركبة (x_{cop}) يمكن أن تتم من خلال زيادة تفعيل الانقباض الأحمصي أي انقباض مفصل الكاحل، أما تخفيض المركبة السابقة فيمكن أن يتم من خلال تخفيض انقباض مفصل الكاحل.



الشكل 3-4 النواس النمعكس المؤلف من وصلة واحدة [2]

إن التقنية الشائعة للتعامل مع عملية التوازن سواءً خلال الوقوف أو المشي هي نقطة عزم الصفر أي النقطة ذات العزم المعدوم التي تتحقق خلال الوقوف (ZMP) . يمكن تعريف هذه النقطة بأنها نقطة على القدم تؤثر عليها بشكل فعلي قوة رد الفعل الأرضية. وهي مكافئة لمركز الضغط (COP) عندما تكون القدم بحالة الراحة خلال طور التوازن. بشكل أساسي يتطلب الحفاظ على التوازن على مفصل الكاحل عزمًا يعادل العزم المتسبب من خلال موضع مركز الكتلة Center Of Mass (COM) بالنسبة إلى مركز الضغط (COP) أو النقطة (ZMP) بهدف إبقاء مركز الكتلة (COM) ضمن منطقة دعم الإستقرار و التوازن.

3.3.3. المفهوم الفزيولوجي لعملية توازن الجسم خلال الوقوف (Physiology of balance during standing)

يقصد بمفهوم التوازن خلال الوقوف أنه مجموعة الحركات التي تقوم بها أجزاء محدده من الجسم بهدف منعه من السقوط على الأرض خلال هذه المرحلة. لقد أجريت العديد من الطرائق التجريبية بهدف دراسة عملية التحكم بالتوازن خلال الوقوف، والطريقة الرئيسية كانت تهدف لتحقيق وقوف الإنسان استجابة لتغذية الخلفية [2] .

4.3.3. تصنيف استراتيجيات التحكم بتوازن الجسم خلال الوقوف بالاعتماد على مركز الكتلة (COM) [2]

1- استراتيجية الكاحل Ankle Strategy:

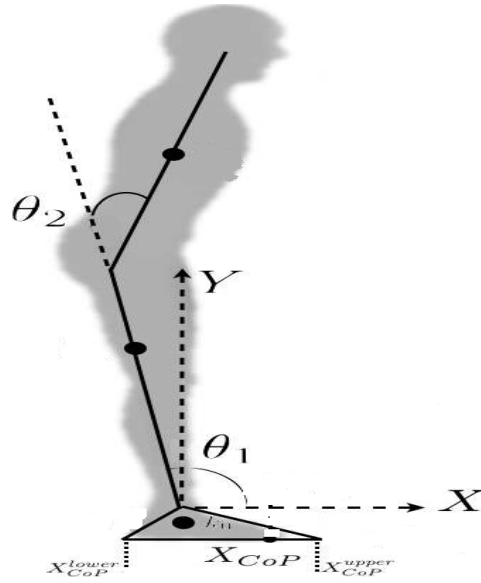
تطبق هذه الاستراتيجية عندما يلاحظ وجود اضطرابات خفيفة في التوازن خلال الوقوف، بحيث يمكن التغلب على هذه الاضطرابات والمحافظة على وضعية التوازن خلال الوقوف من خلال قبض وبسط مفصل الكاحل. في هذه الحالة وبسبب أن مركز الكتلة (COM) يبعد مسافة أكبر عن الكاحل إذا ما قورن بالورك، لذلك يكون لحركة الكاحل تأثير كبير على مركز الكتلة (COM) وبالتالي تأثير كبير على توازن الجسم خلال الوقوف. هذا النوع من الحركة يدعى باستراتيجية الكاحل. وبعبارة أخرى هذا النوع من التحكم هو عبارة عن تحكم بنواس منعكس أحادي الوصلة.

2- استراتيجية الورك Hip Strategy:

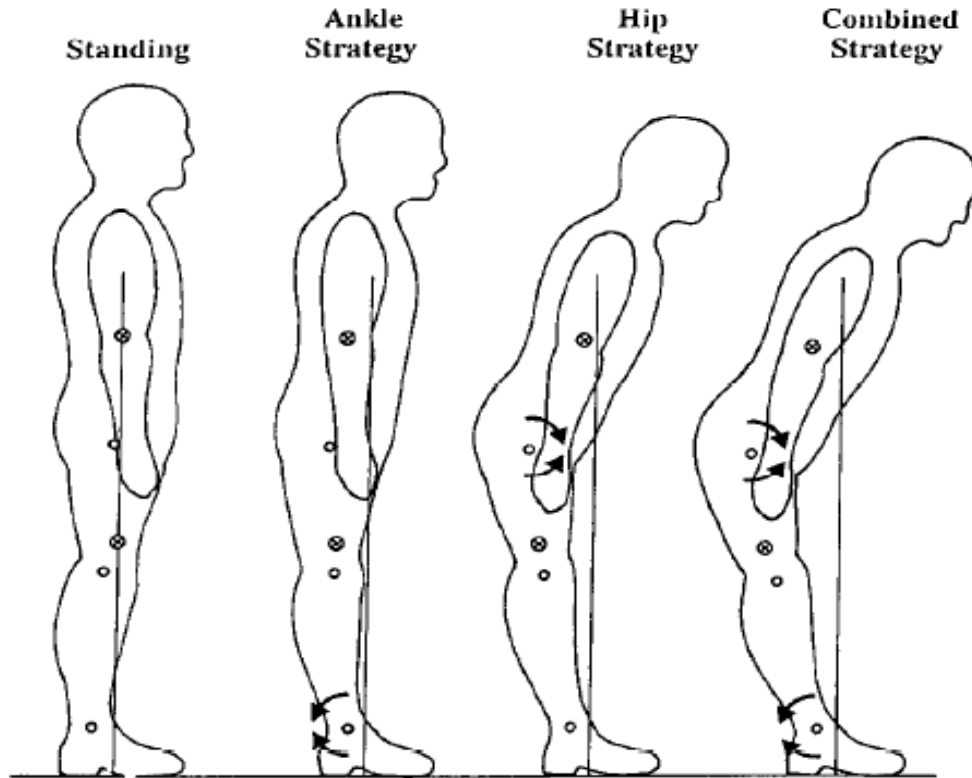
يتم تطبيق هذه الاستراتيجية كما في الحالة السابقة أيضاً، أي عند وجود اضطرابات خفيفة في التوازن. يتم التغلب على هذه الاضطرابات من خلال عمليات بسط وقبض مفصل الورك. وفي هذه الحالة يكون مركز الكتلة قريب من مفصل الورك، لذلك يكون لمفصل الورك تأثير قليل على مركز الكتلة وبالتالي تأثير قليل على توازن الجسم خلال الوقوف. أيضاً هذه الاستراتيجية هي عبارة عن استراتيجية تحكم بنواس منعكس أحادي الوصلة.

3- الاستراتيجية المختلطة (الورك والكاحل) Combined Strategy:

في هذا النوع من التحكم بتوازن الجسم خلال الوقوف تنتج الاضطرابات السريعة للحركة بشكل كبير في مفصل الورك بشكل أكبر من مفصل الكاحل، وتزول تلك الاضطرابات عندما يساهم كلا من المفصلين بالتوازن بشكل متساوي. حيث يتم تحسين موضع مركز الكتلة (COM)، وبالتالي توازن الجسم من خلال الإنقباض في مفصلي الورك والإنبساط في مفصلي الكاحل. يدعى هذا النوع من التحكم بالاستراتيجية المختلطة (الورك والكاحل). وهذا النوع من التحكم هو عبارة عن تحكم بنواس منعكس ثنائي الوصلة. كما يبين الشكل 3-5، أما الاستراتيجيات الثلاث فهي موضحة في الشكل 3-6:



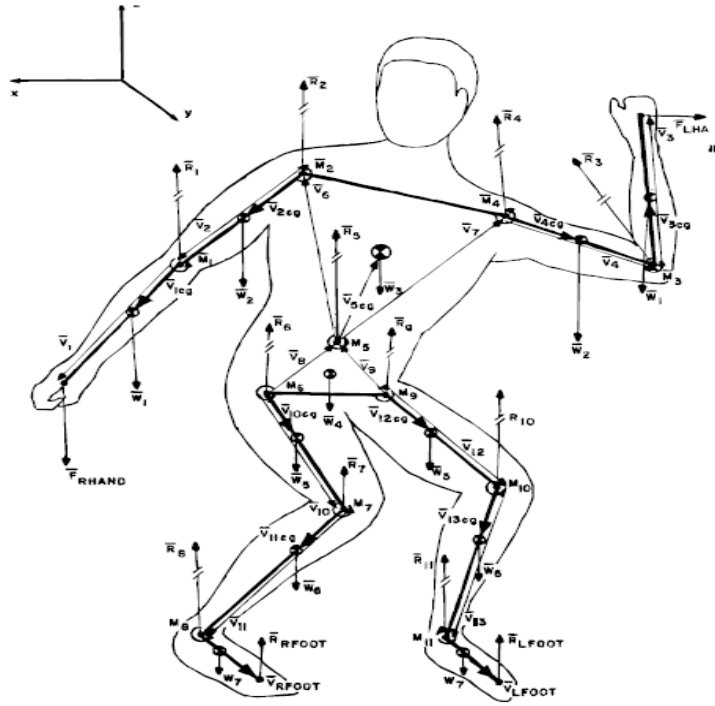
الشكل 5-3 جسم الإنسان الممثل بالنواس المنعكس ثنائي الوصلة [2]



الشكل 6-3 الاستراتيجيات الثلاث لموازنة النماذج خلال الوقوف [2]

4.3. بناء نموذج الجسم البشري

النمذجة هي عملية تمثيل موضوع الدراسة بواسطة نموذج من أي طبيعة كانت، بغرض دراسة خواص هذا الموضوع أو التنبؤ بسلوكه. إن تصميم نموذج لجسم الإنسان ليس بالعملية السهلة وذلك لأن جسم الإنسان يعتبر من الأجسام الثلاثية الأبعاد المعقدة للغاية [23,22]. حيث أنه يتألف من مجموعة من الأجزاء المختلفة الأطوال والأوزان والتمفصلة مع بعضها البعض عبر مفاصل تتيح لهذه القطع الحركة بجهات محددة لكل جزء من هذه الأجزاء وبدرجات حرية مختلفة [25,24] كما يبين الشكل 3-7. لذلك تم الاعتماد على برنامج (Visual Nastran) وذلك لما يتيح هذا البرنامج من إيجابيات وتسهيلات تدعم تصاميم البنى الثلاثية الأبعاد المتعددة الأجسام وتحليلها بأدق التفاصيل المتاحة [27,26] وذلك طبقاً للأبعاد الفيزيائية لمقاطع الجسم البشري [28,9].



الشكل 3-7 كلاً من شعاع المسافة والقوة والعزم الثلاثي الأبعاد لنموذج ميكانيكي حيوي للإنسان مؤلف من (12) وصلة بغية التنبأ بالقوى [25]

ومن أجل تسهيل عملية الدراسة نفرض أن أجزاء الجسم صلبة ولكل جزء كثافة واحدة و ثابتة وأن كل جزء موصول إلى جزء آخر بواسطة وصلة ميكانيكية، بحيث أن نوع هذه الوصلة يتأثر بالوصلة المدروسة وبالدقة المطلوبة من الدراسة [9]. كما قمنا من أجل تسهيل عملية الدراسة أيضاً بتمثيل كلاً من المفاصل الثلاثة للأطراف السفلية (الورك، الركبة، الكاحل) بمفاصل وحيدة المحور يسمح لها

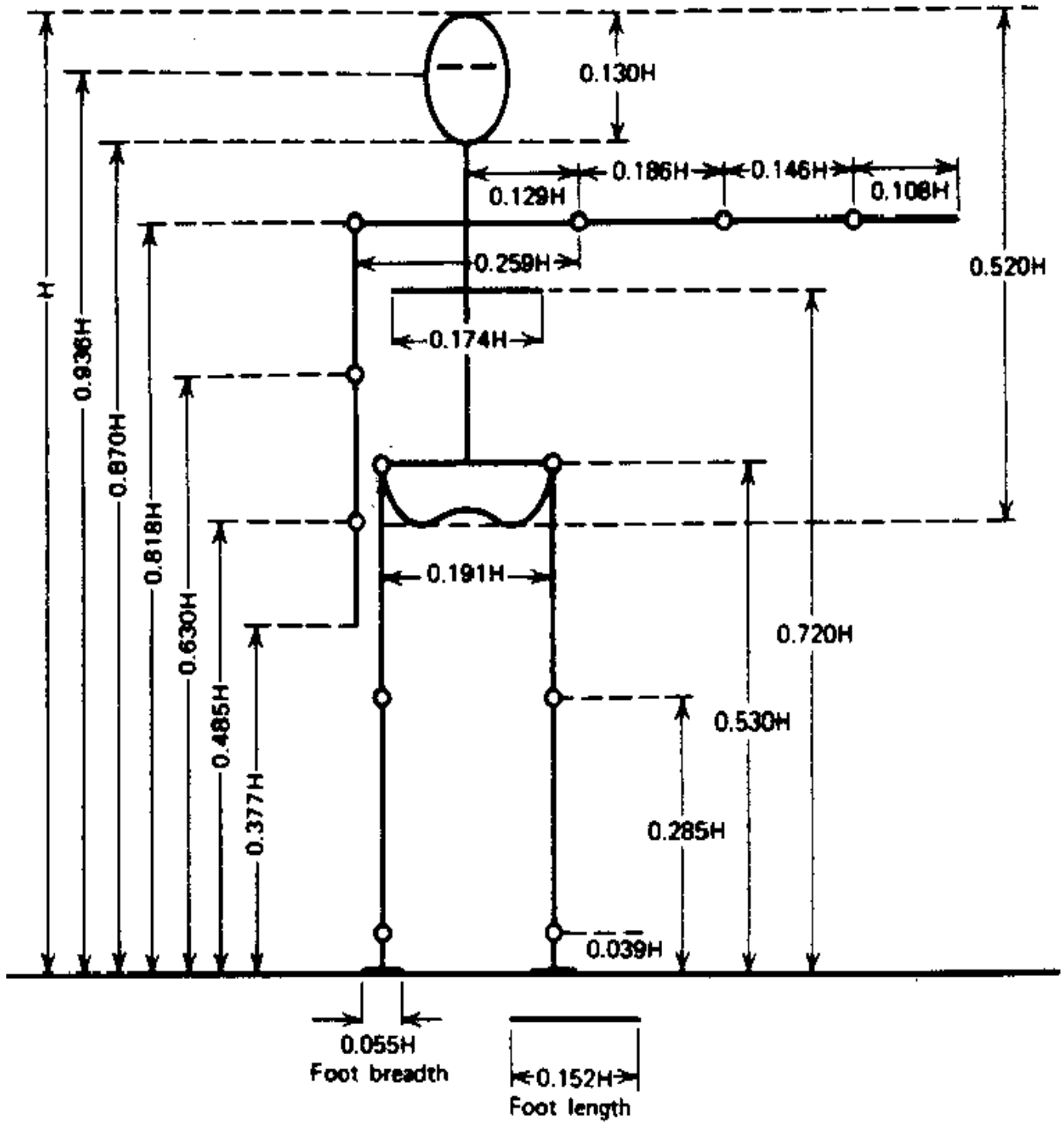
بالحركة إلى الأمام والخلف (أي أن النموذج يتحرك بالمستوى السهمي فقط) كما قمنا بتثبيت الجزء العلوي من الجسم واعتباره كتلة واحدة تتحرك باتجاه واحد نحو الأمام والخلف [29].

1.4.3. الأبعاد التشريحية لأجزاء الجسم البشري:

قبل البدء بتطوير نموذج الجسم البشري باستخدام برنامج (VN) من المهم جداً تحديد بارامترات مقاطع الجسم المراد نمذجتها مثل الطول و العرض و الوزن. حيث كان هناك اهتمام بخصائص الجسم البشري منذ زمن بعيد، وذلك لتحديد بنية الرجل المثالي السليم بشكله التشريحي [30]. في هذه الأيام أصبح الاهتمام ببارامترات مقاطع الجسم البشري جزءاً هاماً من ضمن الدراسة الأكاديمية البحتة في هذا المجال وذلك نظراً لحاجة هذه البارامترات في مجالين أساسيين هما تحليل الحركة وتصميم الأطراف الصناعية البديلة [30].

حيث يغطي تعبير تحليل الحركة كلاً من التحليل والوصف لطريقة حركة الشخص مهما كانت، إضافة إلى أعمال المحاكاة الحاسوبية والتصور لهذه الحركة تحت تأثير القوة الخارجية أو القيود. بينما تصميم الطرف البديل أو الطرف الصناعي فهي مسألة جزئية من صناعة الأطراف أو البدائل التي تكون متوافقة وصحيحة مع الكتلة الصحيحة وتوزع هذه الكتلة بشكلها الصحيح [9].

أظهر الباحث Winter عام 1990 أطوال مقاطع الجسم البشري كجزء من الطول الكلي لجسم الإنسان كما يوضحه الشكل 3-8 بينما يوضح الجدول 3-1 بيانات قياس الجسم المناسبة والتي يمكن أن تعرض كجزء من الطول أو الوزن. في حين قمنا باستخدام الجدول 3-2 الذي تم وضع بياناته على أساس بناء نموذج لجسم بشري طوله (1.8 m) بينما وزنه هو (70 kg) [9].



الشكل 3-8 أبعاد الجسم البشري حسب [1].

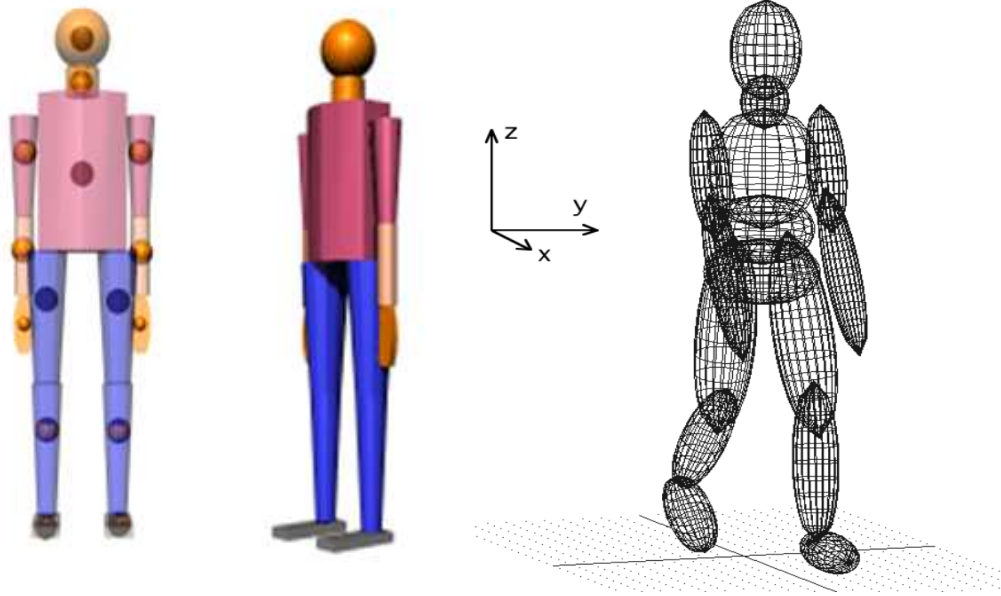
الجدول 1-3 الأبعاد حسب [1].

الجزء	وزن الجزء/وزن الجسم الكلي	مركز الجزء / طول الجزء		نصف قطر الدوران/طول الجزء			الكثافة [Kg/l]
		أدنى	أقصى	C of G	أدنى	أقصى	
اليدين	0.006	0.506	0.494	0.297	0.587	0.577	1.16
الساعد	0.016	0.430	0.570	0.303	0.526	0.647	1.13
العضد	0.028	0.436	0.564	0.322	0.542	0.645	1.07
ساعد + يد	0.022	0.682	0.318	0.468	0.827	0.565	1.14
الطرف العلوي	0.050	0.530	0.470	0.368	0.645	0.596	1.11
القدم	0.0145	0.50	0.50	0.475	0.690	0.690	1.10
الساق	0.0465	0.433	0.567	0.302	0.528	0.643	1.09
الفخذ	0.100	0.433	0.567	0.323	0.540	0.653	1.05
القدم + الساق	0.061	0.606	0.394	0.416	0.735	0.572	1.09
الطرف السفلي	0.161	0.447	0.553	0.326	0.560	0.650	1.06
الجذع	0.497	0.5	0.5	-	-	-	1.03
الرأس، الرقبة، الجذع	0.578	0.66	0.34	0.503	0.830	0.607	-
رأس، رقبة، الذراعين، جذع	0.678	0.626	0.374	0.496	0.798	0.621	-
رأس ورقبة	0.081	1.000	0.000	0.495	1.116	-	1.11

الجدول 2-3 أبعاد النموذج المراد بناءه حسب [9].

الجزء	الطول[m]	الوزن[Kg]	مركز الكتلة الأدنى[m]	الكثافة Kg/l
يد	0.1944	0.42	0.098366	1.16
الساعد	0.2628	1.12	0.113004	1.13
الذراع	0.3348	1.96	0.1459	1.07
الذراع الكلية	0.792	3.5		
الرأس	Radius 0.1	4.65		0.111
الرقبة	0.0936	1.16		
الجذع	0.5184	34.79	0.2592	1.03
القدم	0.2736	1.015	0.1368	1.10
الساق	0.4428	3.255	0.192	1.09
الفخذ	0.441	7	0.190	1.05

أما بالنسبة لنموذج الجسم المفترض حسب [9] فإنه مبين في الشكل 3-9 وهو عبارة عن نموذج لجسم بشري مؤلف من (14) مفصل تربط ما بين (15) قطعة. حيث يعتبر تركيز دراستنا على الجزء الأهم من الجسم البشري عند توازنه خلال الوقوف وهو الأطراف السفلية. حيث بينت الدراسات السابقة أن نموذج جسم الإنسان المؤلف من (10) إلى (15) جزء يكون كافياً من أجل الحصول على نتائج مرضية ودقيقة لحركة الإنسان، أما في بعض حالات الدراسة الخاصة بتحليل حركات المشي أو التوازن خلال الوقوف فإن نموذجاً مؤلف من (8) قطع يكون كافياً [29,9].



الشكل 3-9 إلى اليمين: النموذج المفترض حسب [9]، إلى اليسار: النموذج حسب [29]

من الضروري هنا أن نشير إلى أن الأجسام التي يمكن بناؤها في الـ Visual Nastran هي عبارة عن أجسام أولية أو بدائية (مكعب - اسطوانة - كرة) فلا يمكن بسهولة بناء أجسام معقدة كما هو الحال في برامج التصميم الهندسية CAD وهذه الأجسام التي يتيح البرنامج تصميمها تتواجد على النافذة الأساسية للبرنامج وذلك لتسهيل الوصول إليها كما يوضحها الشكل 3-10.



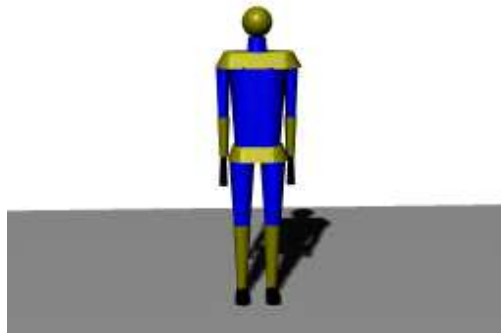
الشكل 3-10 يبين الأجسام التي يتيح برنامج (VN) للمستخدم بتصميمها

وبما أن عملية تصميم نموذج جسم الإنسان الثلاثي الأبعاد يجب أن تأخذ بعين الاعتبار مجموعة الأجزاء المختلفة الأبعاد والتي تتم فصل فيما بينها بشكل يتيح لهذه الأجزاء الحركة في جهات محدده تبعاً لكل جزء، و بالاعتماد على الميزة التي ذكرناها سابقاً في برنامج (VN) والتي هي إمكانية استيراد النماذج المصممة عن طريق برامج (CAD) والعمل عليها ضمن بيئة برنامج (VN). فقد تم بناء نموذج جسم الإنسان من خلال برنامج (Mechanical Desktop 2004) وذلك لما يتميز به هذا البرنامج من تسهيلات تعطى للمستخدم عند قيامه ببناء البنى والنماذج ثلاثية الأبعاد.

2.4.3. مميزات برنامج Mechanical Desktop:

إن برنامج (Mechanical Desktop 2004) هو تطبيق تصميمي ثلاثي الأبعاد يعمل في بيئة (AutoCad) وهو يتكون من أربع وحدات أساسية هي نمذجة القطع (Part Modeling)، ونمذجة التجميعات (Assembly Modeling)، ونمذجة السطوح (Surface Modeling)، والرسم الهندسي (Engineering Drafting). وحدة نمذجة القطع هي وحدة بناء لنماذج مجسمة نسبة لعناصرها، ووحدة نمذجة التجميعات تدير وتقيّد القطع التي يتم تجميعها معاً. أما وحدة نمذجة السطوح فهي تقوم بنمذجة و تصميم السطوح، في حين أن وحدة الرسم الهندسي هي أداة رسم هندسي تسمح بإنشاء مخططات هندسية ثنائية البعد انطلاقاً من العناصر ثلاثية الأبعاد (القطع والتجميعات والسطوح) وبشكل مرتبط بها. كما يتيح هذا البرنامج عرضاً لمفاهيم النمذجة الحاسوبية ويعرض الطرق المختلفة لتمثيل العناصر ثلاثية الأبعاد في الحاسب. و يتيح أيضاً عمل نمذجة بارامترية للقطع المجسمة كما يعطي بعض الطرق للحصول على رسوم تخطيطية للعناصر المجسمة البارامترية (طرق البثق (Extrude) و التدوير (Revolve) والثني (Bend))، كما يتيح البرنامج بناء قطع مجسمة معقدة من خلال مجموعة من العناصر المجسمة التي يتم ربطها مع بعضها وتحرير (Edit) القطع المجسمة وحساب الخصائص الكتلية (Mass Properties) وإضافة المواصفات وكذلك استخدام عناصر العمل (محور العمل (Work Axis) ونقطة العمل (Work Point) ومستوي العمل (Work Plane)) كعناصر إنشائية.

بناءً على ما سبق تمت الاستفادة من هذه الخصائص والمميزات التي يتيحها هذا البرنامج والقيام ببناء نموذج للجسم البشري وذلك حسب الأبعاد والأوزان والكثافات التي يوضحها الجدول 3-2 وكما يوضحه الشكل 3-11 ومن ثم تمت عملية استيراد هذا النموذج من خلال برنامج (VN).

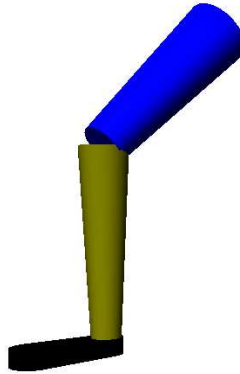


الشكل 3-11 نموذج جسم الإنسان المبني باستخدام برنامج Mechanical Desktop

3.4.3. كيفية التوصيل بين قطع نموذج الطرف السفلي (فخذ، ساق، قدم):

تمت نمذجة الطرف السفلي من خلال برنامج (Mechanical Desktop 2004) بالاعتماد على المعلومات التي زودنا بها الجدول 2-3 بحيث يتألف هذا النموذج من ثلاث قطع هي (الفخذ و الساق و القدم) كما في الشكل 12-3، إضافة إلى ثلاثة مفاصل هي (الورك و الركبة و الكاحل).

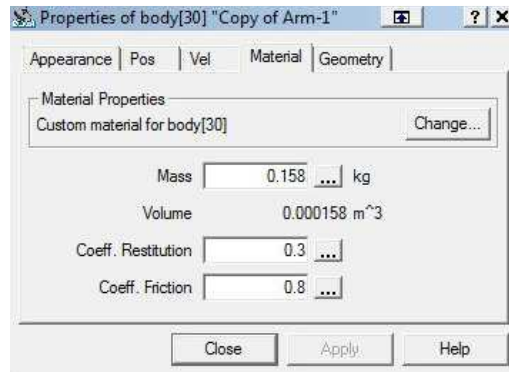
فالفخذ يتأرجح بحرية حول مفصل الورك، في حين تتأرجح الساق بحرية حول مفصل الركبة، أما القدم فتتحرك بحرية حول مفصل الكاحل. وقد تم استبدال هذه المفاصل بمحركات مقيدة يتيحها برنامج (VN) بحيث يتم قيادتها عن طريق العزم المطبق على ذلك المفصل.



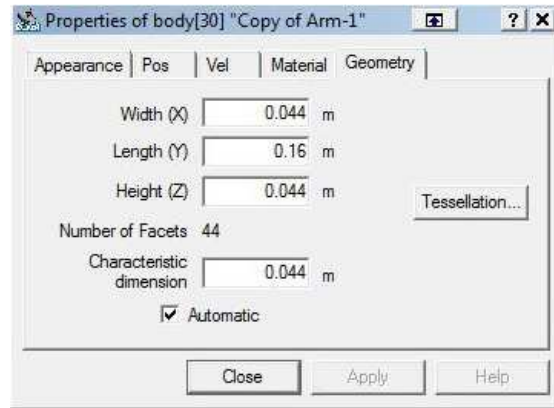
الشكل 12-3 الطرف السفلي لنموذج المبني

تتم عملية التوصيل فيما بين القطع على الشكل التالي:

1. لابد في البداية من تحديد القطع المراد الوصل فيما بينها والتي من المفترض أن يكون قد تم إجراء التعديل على أطوالها و مواصفاتها بالاعتماد على الجدول 2-3 وذلك عن طريق النوافذ التي يزودنا بها برنامج (VN) والتي يوضحها الشكلين 13-3 و 14-3.

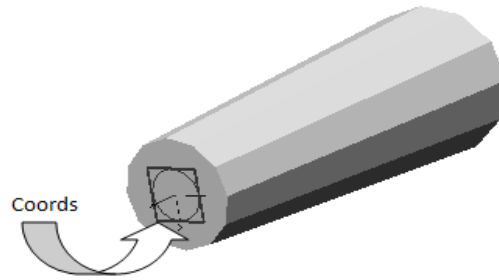


الشكل 13-3 النافذة التي تمكن من تغيير الصفات الفيزيائية للجزء المحدد

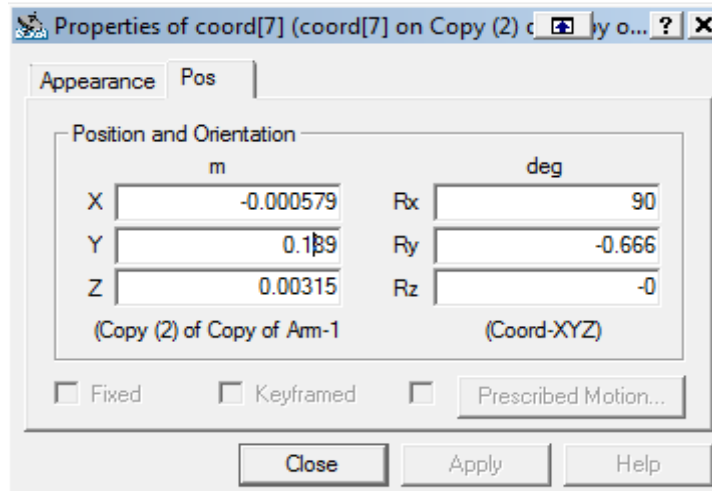


الشكل 3-14 النافذة التي يمكن من خلالها تغيير أبعاد الجزء المحدد

2. نقوم بوضع منسقات (Coords) على سطوح الأجزاء التي ستكون متقابلة عند إجراء عملية التوصيل (كما في الشكل 3-15)، مع مراعاة عملية ضبط المحاور بحيث يكون كل محور في مركز السطح الذي ينتمي له من خلال النافذة المبينة بالشكل 3-16. كما تبين الأشكال التالية:

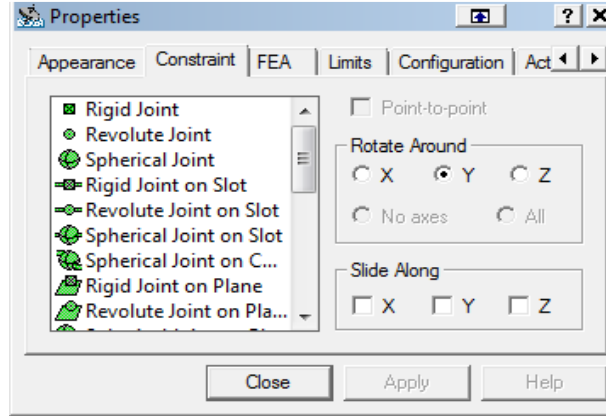


الشكل 3-15 مكان المحاور على سطح الفخذ السفلي الذي سيقابل سطح الساق العلوي

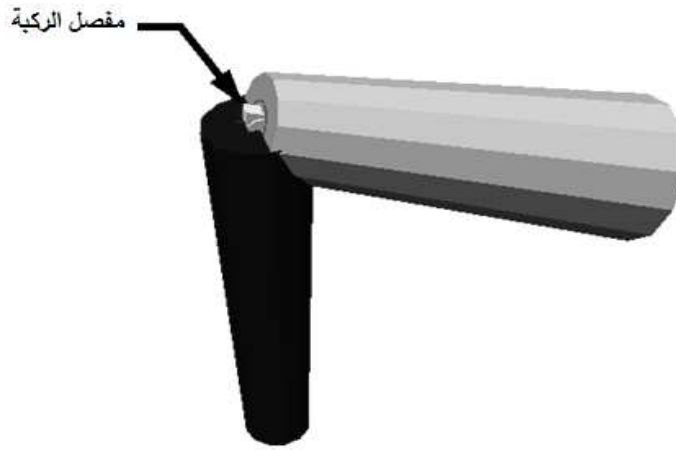


الشكل 3-16 النافذة التي يمكن خلالها تغيير إحداثيات (Coords)

3. نقوم بعد ذلك بإنشاء القيود أو المفاصل (constraints) بين القطع المراد التوصيل بينها ولا ننسى تحديد المنسقات التي سيتم الاتصال بينها، حيث يزودنا برنامج (VN) بالعديد من أنواع القيود كما تبين النافذة الموضحة في الشكل 3-17، ما يهمنا من هذه القيود هو المحرك وحيد المحور (revolute motor)، مع أخذ العلم بأن الحركة تتم في المستوى السهمي فقط حول المحور (y). يمكن ملاحظة مفصل الركبة من خلال الشكل 3-18.



الشكل 3-17 النافذة التي يمكن من خلالها تحديد المفاصل

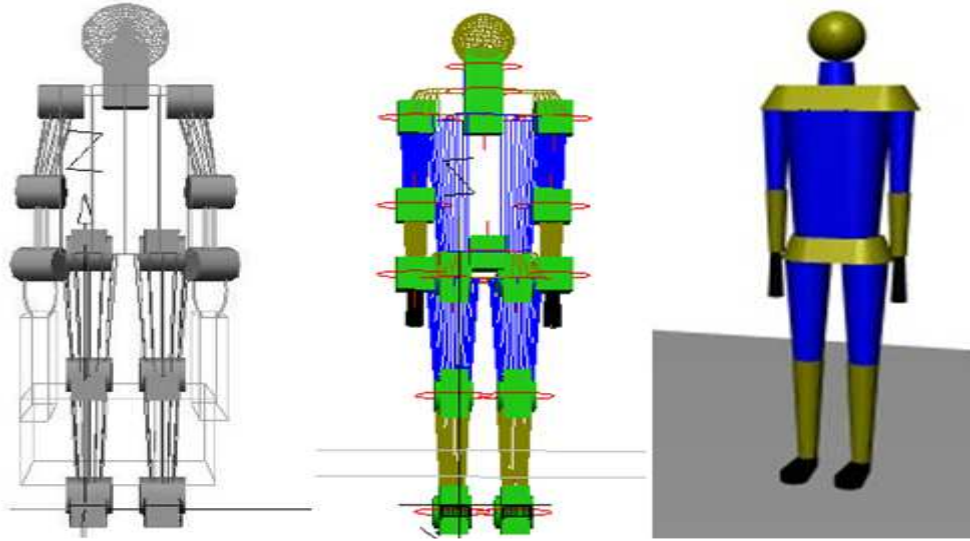


الشكل 3-18 مفصل الركبة ضمن الطرف السفلي

يتم بنفس الطريقة توصيل بقية قطع النموذج واختيار نوع المفصل المناسب بين كل قطعتين إضافة إلى تحديد المحور المناسب بالاعتماد على المستوى المطلوب. يبين الشكل 3-19 المفاصل الموجودة ضمن النموذج.

4.4.3. خصائص مفاصل النموذج المبني:

كما ذكرنا سابقاً فإن برنامج (VN) يزود المستخدم بأنواع عديدة من المفاصل (Joints) التي يمكن أن تكون دورانية (Revolute joint) أو كروية (Spherical joint) أو ثابتة (Rigid joint) والمحركات أو المشغلات (Motors). بالنسبة للنموذج المصمم فإنه وكما يبين الجسم الشبكي لهذا النموذج في الشكل 3-19 يمكن ملاحظة المفاصل التي يحويها النموذج بين أجزائه المختلفة.



الشكل 3-19 مفاصل النموذج المبني

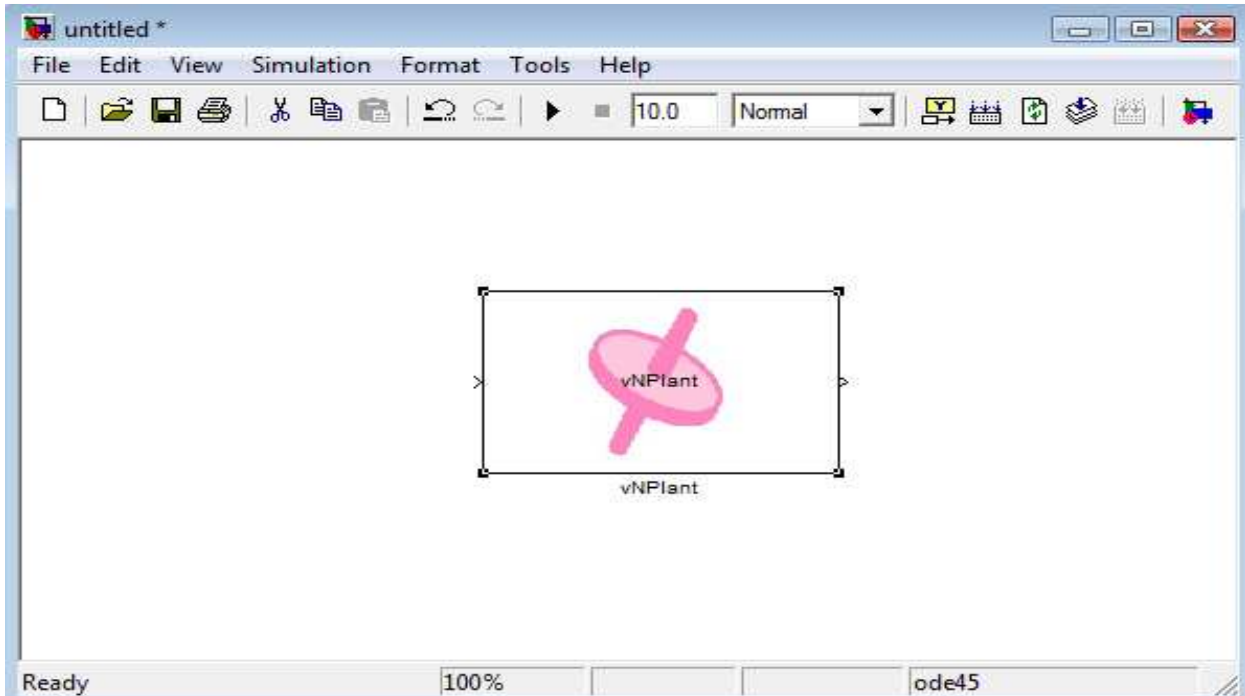
بالنسبة لمفاصل النموذج فهي مفصلان للكاحل واثنان للركبة وكذلك للورك أي ستة مفاصل للطرفين السفليين من النموذج وكذلك الأمر نفسه بالنسبة للطرفين العلويين وكذلك مفصل الرقبة. بالنسبة لمفاصل الطرفين العلويين (الكتف و المرفق و المعصم) إضافة إلى مفصل الرقبة فقد تم اختيارها على أنها مفاصل ثابتة (Rigid joint) أي أن الجزء العلوي من الجسم يتحرك و كأنه كتلة واحدة، وذلك بشكل متوافق مع الجذع [31,29]. أما بالنسبة لمفاصل الطرفين السفليين فقد اختيرت على أنها مفاصل متحركة تدور حول المحور (y) في المستوي السهمي، حيث يبين الجدول 3-3 التفاصيل المتعلقة بمفاصل هذا النموذج، و بسبب أهمية هذه المفاصل في تحقيق الغاية التي نأمل بأن نتوصل إليها من خلال بحثنا والتي هي موازنة النموذج خلال مرحلة الوقوف، وبما أننا نسعى من خلال هذه البحث إلى التحكم بالعزوم المطبقة على هذه المفاصل لذلك فإن مفاصل الأطراف السفلية الثلاثة (الورك، الركبة، الكاحل) تصبح من أنماط المشغلات أو المحركات وحيدة المحور (revolute motor) والتي يمكن قيادتها من خلال العزم المطبق عليها بحيث تتحرك ضمن المستوي السهمي إلى الأمام والخلف فقط.

الجدول 3-3 تفاصيل مفصلات النموذج المبني

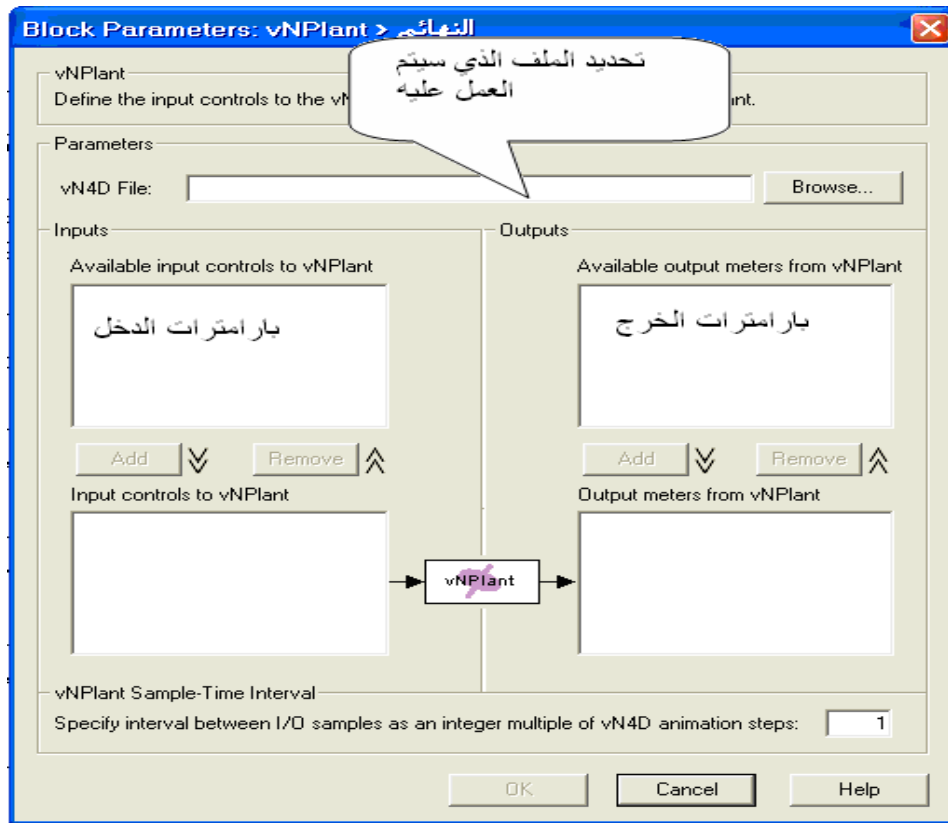
المفصل	العدد	نمط التقييد	محاور الدوران	بارامتر التحكم	اتجاه الحركة
العنق	1	مفصل صلب	لا يوجد	لا يوجد	0
الكتف	2	مفصل وحيد المحور	Y	لا يوجد	1
المرفق	2	مفصل وحيد المحور	Y	لا يوجد	1
المعصم	2	مفصل وحيد المحور	Y	لا يوجد	1
الورك	2	مفصل وحيد المحور	Y	العزم	1
الركبة	2	مفصل وحيد المحور	Y	العزم	1
الكاحل	2	مفصل وحيد المحور	Y	العزم	1

5.3 عملية ربط برنامج (Visual Nastran) مع بيئة (Matlab/Simulink)

تعتبر هذه العملية من أهم مميزات برنامج (Visual Nastran) والتي تميزه عن غيره من البرامج المشابهة له، وهذه الميزة هي إمكانية ربط هذا البرنامج مع الماتلاب بحيث يصبح هذا البرنامج هو أحد مكونات مكتبة (Simulink) ضمن برنامج الماتلاب وذلك بهدف التحكم والمحاكاة، وبحيث يظهر ضمن هذه البيئة على شكل صندوق يوضحه الشكل 3-20. بحيث أن مدخلات ومخرجات هذا الصندوق يمكن التعرف عليها وذلك بالضغط المزدوج عليها بزر الفأرة الأيسر فتظهر هذه البارامترات كما يبينها الشكل 3-21.

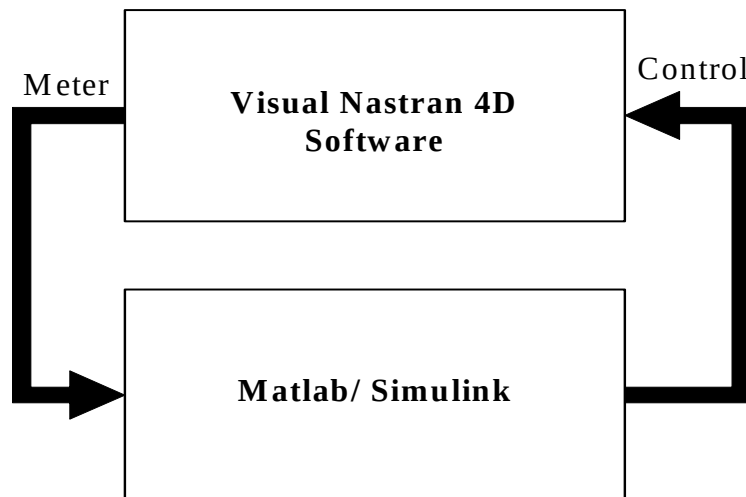


الشكل 3-20 برنامج (VN) ضمن بيئة (Matlab/Simulink)



الشكل 3-21 بارامترات دخل وخرج النموذج

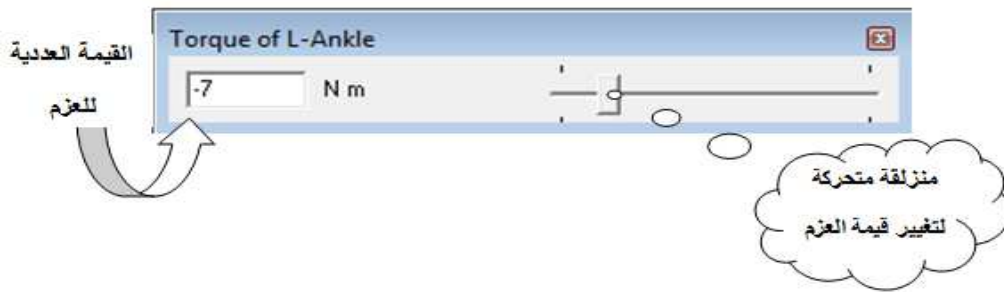
أما الدارة التحكمية العامة لهذا البرنامج بعد ربطه ببيئة (Matlab/Simulink) تعطى كما يبينه الشكل 3-22 وذلك حسب [40].



الشكل 3-22 الدارة التحكمية العامة لبرنامج (VN) ضمن بيئة (Matlab/Simulink)

1.5.3. بارامترات الدخل والخرج:

يتميز برنامج (VN) بالعديد من المزايا التي يمكن أن تستخدم لتسهيل كلاً من عمليات الرسم وفهم النماذج المبنية. أكثر هذه الميزات أهمية هي القياس والتحكم. فبالنسبة للقياس يمكن أن يتم على أي جزء من أجزاء النموذج المنشئ وذلك بغرض معرفة الموضع (الإحداثيات)، السرعة (الخطية أو الزاوية) وكذلك التسارع (الخطي أو الزاوي) إضافة إلى المسار الزاوي لهذا الجزء [9]. وهذه الميزة هامة جداً في فحص النموذج من حيث بنائه أو تصميم المتحكمات فيه، كما أن المعلومات المقاسة يمكن أن تستخدم كدخل للمتحكم أو تستخدم لتحليل سلوك البنية التي تتصرف بالشكل غير المطلوب. وهذه البارامترات يمكن اختيار أي منها حسب الغاية من الدراسة بعد تحديد أي جزء من أجزاء النموذج وإدخال أي من البارامترات السابقة ضمن هذا الجزء المختار وذلك من خلال الأمر (Insert) في القوائم المنسدلة في برنامج (VN) ومن ثم النقر على الأمر (Meter)، الذي يظهر لنا كافة البارامترات السابقة. يتم تمثيل القياس في الحياة العملية بالحساسات التي تقوم بقياس البارامترات كالسرعة و التسارع و الاتجاه و الدوران إلخ ، بينما يتم تمثيل التحكم بمحركات تركب بين الأجزاء المختلفة للنظام. في حين أن عملية التحكم يمكن الحصول عليها من نفس القائمة المنسدلة (Insert) ولكن من الأمر (Control) والذي يعطي المستخدم إمكانية التحكم ببارامترات عديدة أهمها القوة، العزم، السرعة، التسارع و الدوران..... إلخ. نختار العزم كعنصر للتحكم به و ذلك لأهميته البالغة في تحقيق توازن جسم الإنسان وذلك كما ذكرنا سابقاً. و التحكم ممكن أن يركب بطريقتين هما الذراع المنزلق أو الجدول. إن استخدام جدول التحكم يجعل كل المعلومات مدخلة ضمن الجدول مع الزمن ، بينما تقوم عملية المحاكاة بتشغيل المعطيات التي ستغذي المحرك بشكل يتناسب مع الجدول الزمني. أما الذراع المنزلق فيمكن تحريكه يدوياً و بالتالي يتم تغيير العزم المطبق على المحرك [9] كما يبدو في الشكل 3-23.



الشكل 3-23 منزلقة بارامتر العزم ضمن برنامج (VN)

6.3. الخاتمة

تم في هذا الفصل بناء نموذج لجسم الإنسان باستخدام برنامج نمذجة (Mechanical Desktop)، تم بعد ذلك استيراد هذا النموذج عن طريق برنامج النمذجة المميز (Visual Nastran 4D)، كما أجريت عملية حساب بيانات قياسات جسم النموذج [40]. بحيث أن كل قطعة من قطع النموذج قد صممت لوحدها وبشكل صحيح من حيث طولها، وزنها، مركز الكتلة والكثافة بالاعتماد على مراجع علمية دقيقة [68,9]. كما قمنا باستخدام أنواع مختلفة من المفاصل التي تربط أجزاء النموذج بعضها ببعض. من جهة أخرى تم تمثيل النموذج المبني ضمن (VN) على شكل صندوق ضمن بيئة (Matlab/Simulink) بعد إجراء عملية الربط بينهما، بعد ذلك قمنا بتوضيح بارامترات الدخل والخرج لهذا الصندوق الممثل للنموذج.

الفصل الرابع

النظام العضلي و برنامج

الـvirtual muscle

النظام العضلي و برنامج الـVirtual Muscle

1.4. المقدمة:

يوضح هذا الفصل النظرة الحسابية لنمذجة الخصائص الميكانيكية المعقدة للعضلات وأوتارها ضمن الشروط الفيزيولوجية للحركات والتوظيف (recruitment)، يتم إدخال بارامترات العضلات إلى برنامج Virtual muscle (VM) الذي تم توظيفه على شكل واجهة تفاعلية مع المستخدم (GUI) وذلك بقصد تسهيل بناء نماذج العضلات وما يتعلق بها لتحليل حركة النظام الهيكلي العضلي بشكل كامل رغم ما يرافق ذلك من دقة و تعقيد. يستند النموذج على البيانات المنشورة مؤخراً على خواص العضلات وأوتارها والمدروسة على ألياف النفقة العضلية البطيئة والسريعة للإنسان، إضافة إلى أنه يدمج نظرية مبتكرة حديثة لمحاكاة كلاً من التوظيف والتردد المتغير لمختلف أنواع الألياف العضلية في العضلات الهيكلية المخططة. وسيشرح هذا الفصل بشكل مفصل هذه الحزمة البرمجية ومن ثم كيفية بناء نماذج لعضلات الطرف السفلي.

2.4. لمحة تاريخية

تعدّ دراسة العضلات من أقدم الدراسات التي قام بها الإنسان، حيث بدأت البحوث في العضلات الهيكلية في أوائل القرن الثاني بعد الميلاد من قبل جالينوس [32]. وفي مطلع القرن السابع عشر استطاع الباحث Leeuwenhoek من اكتشاف التركيب الليفى والخطوط ضمن العضلات الهيكلية وذلك عن طريق الفحوص المجهرية [33]. و في نفس الفترة قام الباحث Lorenzini في عام 1678 بتحديد النوعين الليفين [34]. بعد ذلك تمكن العديد من الباحثين من اكتشاف البنى المجهرية للعضلات وذلك بعد استعمال المجهر الضوئي في عام 1850 [34].

و كان الباحث Erasistratus هو أول من فسر عملية تقلص العضلي في القرن الثالث بعد الميلاد، حيث أنه اعتقد بأن الأعصاب والعضلات عبارة عن أنظمة هوائية أي أن تقلص العضلة هو تقلص هوائي منقاد بواسطة الروح [32]. و في عام 1960 أثبت الباحثان Swammerdam و Glisson عدم صحة نظرية Erasistratus، حيث وجدوا بأن حجم العضلة لم يتغير خلال التقلص [34]. بعد ذلك ساد الاعتقاد بأن العضلة تعمل كما يعمل المحرك البخاري، نظراً لحرارة العضلة. وتم إثبات عدم صحة هذه النظرية من جديد عندما توقع النموذج بأن حرارة الجسم الداخلي عندما تصل إلى 130 °C تفترض كفاءة ديناميكية حرارية بنسبة (20 - 30%) وهذا غير معقول. بعد ذلك قام العالم Hill في الفترة الواقعة ما بين 1910 و 1950 بإجراء تجارب ميكانيكية عملية ومعقولة حيث فحص من

خلالها تقلص العضلة وإنتاجها للحرارة [36,35]. أخيراً وبعد استعمال المجهر الإلكتروني في النصف الأول من القرن الأخير، اقترح علماء كثيرون وعلى رأسهم الأخوين Huxley بأن الخييطات العضلية المتوضعة بشكل متوازي هي وراء إنتاج قوة العضلة، وأن انزلاق هذه الخييطات هو ما يولد حركة العضلة وتقلصها. نظرية الخييطات المنزلة منتشرة بشكل واسع النطاق في الدراسات العضلية، وقد أكدت البحوث الأخرى المتعلقة بعلم الأحياء الجزيئي هذه النظرية.

3.4. فيزيولوجيا العضلات الهيكلية

يقصد بالأجهزة بأنها مجموعة من الأعضاء ذات التركيب المتشابه أو المختلف بحيث تكون مرتبطة مع بعضها البعض بقصد أداء وظيفة بذاتها بالتالي يمكن تمييز:

- ❖ الجهاز الحركي: يتألف من أقسام مختلفة تمكنا من القيام بعمليات التصويت والبلع والتنفس وغير ذلك، تشكل دراسة العظام والمفاصل والعضلات جزءاً من دراسة هذا الجهاز [34,13].
- ❖ جهاز التغذية.
- ❖ جهاز الدوران.
- ❖ جهاز التنفس.
- ❖ الجهاز العصبي

لذلك سنركز في بحثنا من خلال هذا المشروع على جزء من الجهاز الحركي بحيث سنغنى بدراسة عضلات الطرفين السفليين. تعتبر الحركة من أكثر الصفات المميزة في حياة الكائنات، حيث تقوم بالحركة خلايا متخصصة تسمى الخلايا العضلية، بحيث تخضع طاقتها الكامنة إلى الجهاز العصبي. وتصنف هذه الألياف العضلية لثلاثة أصناف.

1- ألياف هيكلية أو مخططة.

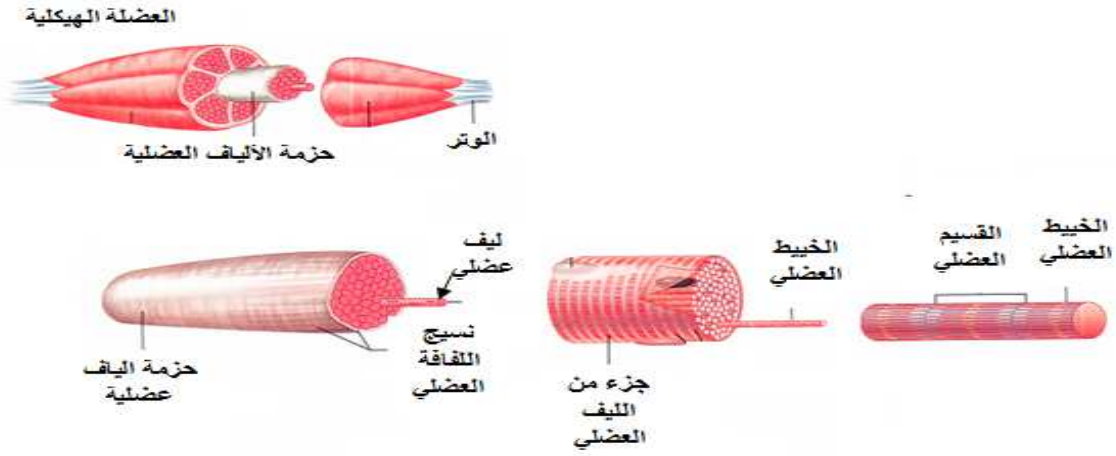
2- ألياف قلبية.

3- ألياف ملساء.

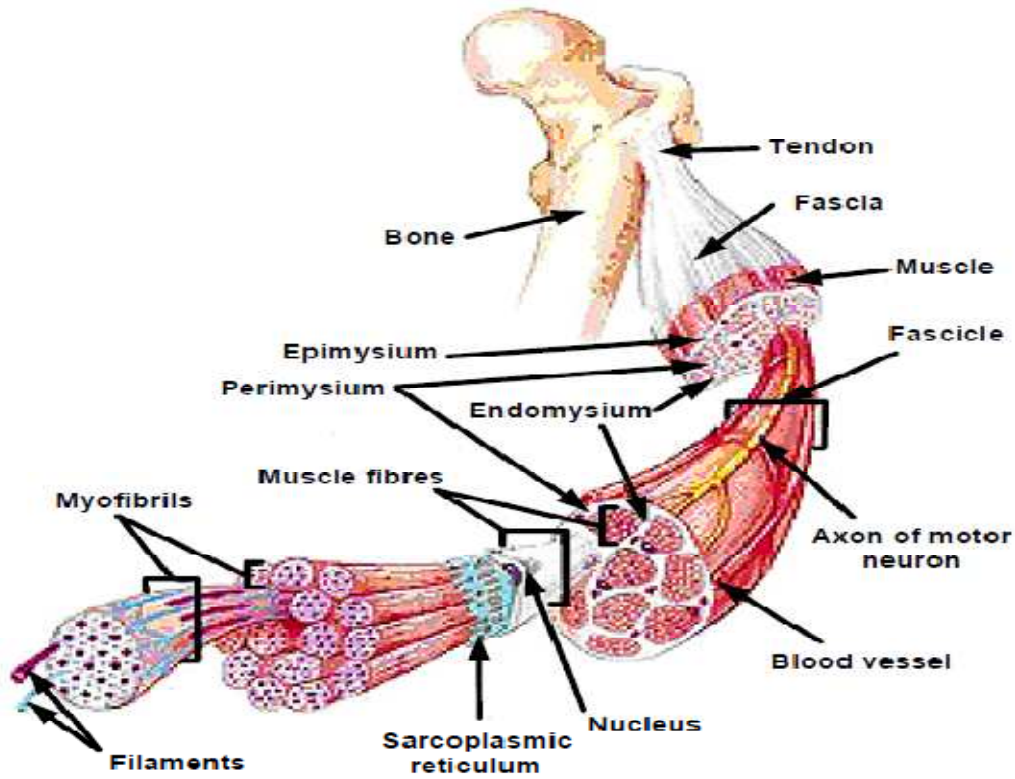
سوف نركز دراستنا على النوع الهيكلي، الذي يولد حركة الإنسان و يحافظ على وضعيته، كوضعية الوقوف، كما أنه يوازن المفاصل و يولد الحرارة.

تتشكل العضلة الهيكلية بشكل عام كما يبين الشكلين 1-4 و 2-4 من خلايا اسطوانية طويلة متعددة النوى تدعى بالألياف العضلية (muscle fiber) في حين يتألف الليف العضلي الهيكلي من خلية طويلة متعددة النوى، ومشكلة من ليفات عضلية قطر كل من هذه الليفيات (1-2 μm) والتي تتألف من تتابع القسيمات العضلية (sarcomeres) والتي تتألف بدورها من تركيبات أصغر تدعى الخيوط العضلية (myofilaments). يتراوح نصف قطر الليف العضلي ما بين (10 – 100 μm) في حين يقاس طوله بوحدة السنتيمتر بحيث أن بعض الألياف يمكن أن يبلغ طوله (30 cm). يحاط كل ليف عضلي بغلاف من نسيج ضام يدعى بغمد الليف العضلي (Endomysium) في حين تكون الألياف العضلية مجمعة ضمن حزم (fascicles) وكل حزمة محاطة بنسيج ضام آخر يدعى النسيج الظهاري العضلي (perimysium) تتكون العضلة من العديد من هذه الحزم الليفية التي تكون محاطة ككل بغلاف يدعى غمد العضلة (Epimysium) الذي يرتبط ارتباطاً وثيقاً باللفافة العضلية ويلتصق بها أحياناً. توصف العضلات عادةً بشرح منشئها ومرتكزها وتغصيبها وعملها [13].

ترتبط معظم العضلات بشكل مباشر أو عبر أوتارها بالعظام أو الغضاريف أو المفاصل، فحين تقلص العضلة وتقتصر يبقى أحد ارتباطيها ثابتاً ويتحرك الآخر. يسمى القسم الثابت منشأ العضلة (origin) في حين يسمى القسم المتحرك مرتكزاً (insertion). يسمى القسم الموجود ما بين المنشأ و المرتكز ببطن العضلة (muscle belly). عادةً ما تعصب كل عضلة بعصب أو عدة أعصاب تحوي أليافاً حركية وحسية، تدخل هذه الأعصاب العضلة من وجهها العميق وتسمى منطقة دخول العصب (النقطة الحركية) أي يتم تحريض كل عضلة بواسطة عصب محرك واحد على الأقل، والذي بدوره يحوي على مئات من المحاور العصبونية المحركة والتي تتفرع داخل العضلة. وتشكل كل نهاية محورية وصلة عصبية عضلية مع ليف عضلي واحد. يدعى العصبون الحركي و جميع الألياف العضلية التي يغذيها بالوحدة المحركة (motor unit). عند تحريض عصب عضلة بإشارة كهربائية تستجيب العضلة بتقلص أو هزة سريعة، حيث وجد أن نسيج العضلات الهيكلية هو النسيج الرئيسي الذي تتم إثارته بواسطة نبضات الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES) من أجل توليد حركات وظيفية عند الأشخاص المعاقين. فإذا قمنا بتطبيق تحريضات متوالية بسرعة يمكن أن يحصل تراكم للتقلصات يقود بدوره إلى تقلص طويل وهذا ما يعرف بالكزاز العضلي (Tetanos) [13,34].

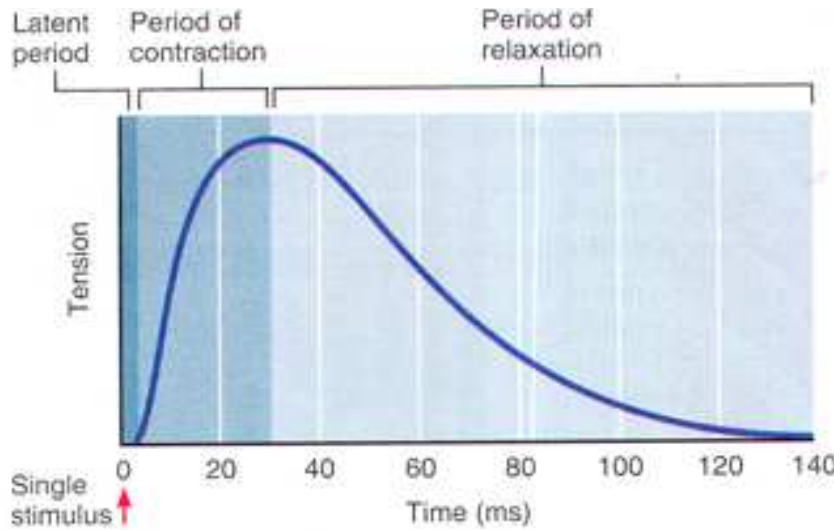


الشكل 1-4 البنية التشريحية للعضلة ذات الألياف المخططة [13]



الشكل 2-4 تدرج الأقسام العضلية ضمن العضلة [13]

يرتبط التدرج في فعالية العضلة بعدد الوحدات الحركية، بحيث تعتبر القوة الكلية التي تمارسها العضلة هي مجموعة القوى التي يمارسها كل ليف عضلي. من ناحية أخرى لا يمكن للعضلة أن تنقل إلى ما دون طول أصغري معين، وغالباً ما تكون محاولات النقل إلى ما دون هذا الطول مؤلمة جداً، وبنفس الوقت لا يمكن للعضلة أن تتناول أكبر من حد معين دون أن تتأذى. من الجدير بالذكر بأن مصطلح التشنج يشير إلى قصر في العضلة ثابت قليلاً أو كثيراً. تكون العضلة في حالة الراحة طرية، ومرنة. في حين تكون بحالة الفعالية قاسية ومتوترة، بحيث يمكن تشبيه العضلات بآلات تحول الطاقة الكيميائية المخزنة إلى عمل ميكانيكي. تدعى استجابة العضلة لتحريض عتبي قصير و وحيد من قبل العصب الحركي بالانقباض العضلية (muscle twitch) والتي يبينها الشكل 3-4.

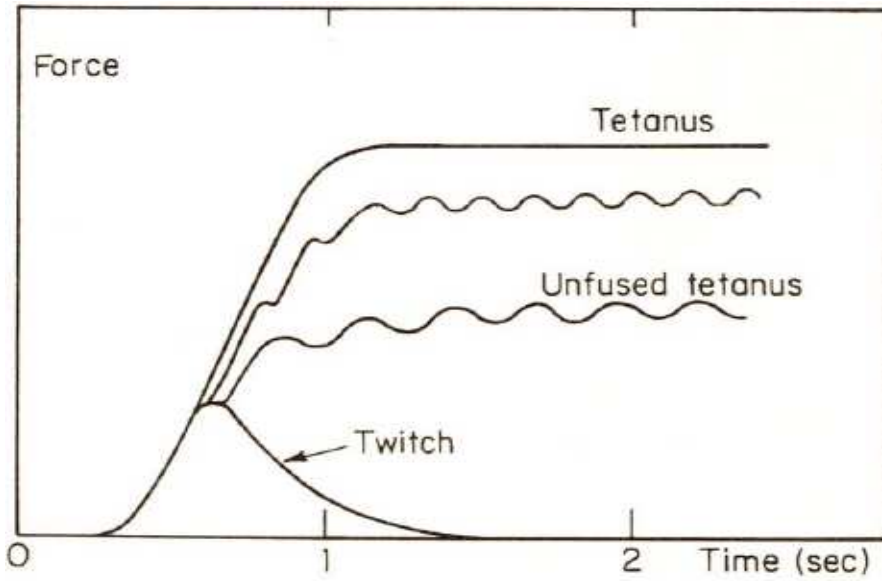


الشكل 3-4 آلية الانقباض العضلية [13]

في الشكل 3-4 يمكن تمييز ثلاث أطوار ضمن الانقباض العضلية وهي:

- زمن الكمون: و يقدر بالميلي ثانية وهو أول زمن يلي بدء التحريض، و خلاله لا يمكن مشاهدة أي استجابة للعضلة.
- زمن النقل: هو الزمن عندما تكون جسور الوصل فعالة (والتي هي عبارة عن سلاسل صغيرة من جزيئات الميوزين الموجودة ضمن الخيوطات العضلية الثخينة)، و تدوم هذه الفترة من 10-100 ms.
- زمن الاسترخاء: و هو الطور النهائي و الذي يدوم من 10-100ms و يبدأ هذا الطور بمرجع شوارد الكالسيوم إلى داخل شبكة الهيولى العضلية.

وقد وجد أنه عندما تتعرض العضلة إلى تحريض متتابع ذي تردد 10 per second فإن النبضة العضلية الأولى لن تنتهي تماماً عندما تبدأ النبضة الثانية، و هذا يؤدي إلى تقلص أقوى في حين أن النبضات الثالثة و الرابعة والنبضات الإضافية تضيف قوة تقلص أكبر، فكلما كان تردد الإثارة أعلى كلما كانت هذه النزعة تميل إلى الجمع بشكل أقوى. إلى أن يتم الوصول في النهاية إلى تردد حرج، حيث تتصل التقلصات المتتالية مع بعضها، بحيث لا يمكن تمييزها عن بعضها وتدعى هذه الحالة بالتكسر العضلي وذلك كما يبين الشكل 4-4.



الشكل 4-4 آلية حدوث التعب العضلي

1.3.4. أنواع التقلصات العضلية:

هناك نوعان لتقلص العضلة وهما تقلص لا تقاصري (متساوي الطول) isometric والذي يحدث عندما تتقلص العضلة دون أن تنتج حركة أو يتغير طولها. وتقلص تقاصري (متساوي التوتر) isotonic والذي يحدث عندما يتغير طول العضلة وتنتج العضلة حركة. من ناحية أخرى يقسم التقلص التقاصري إلى نوعين: تقلص متركز حيث ينقص طول العضلة مع وجود حمل معاكس، مثال: النقاط كتاب من على الطاولة. و تقلص لا متركز حيث يزداد طول العضلة عند مقاومتها لحمل ما، كدفع شيء إلى الأسفل [34,13].

2.3.4. قوة تقلص العضلة:

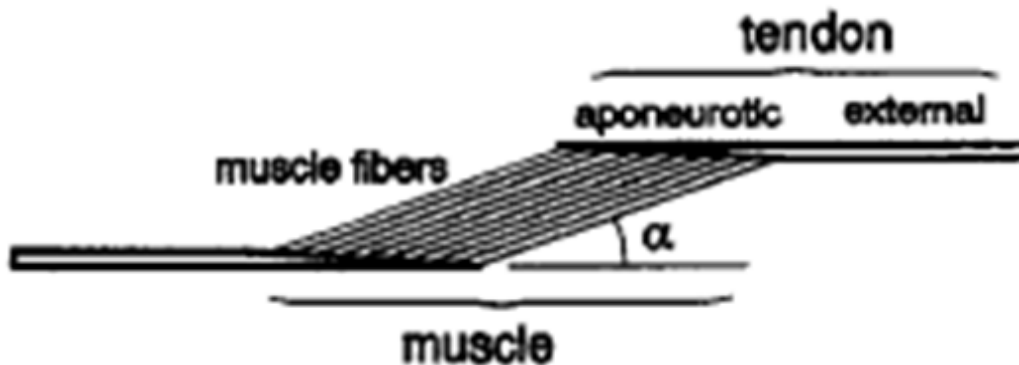
وتتأثر هذه القوة بعدة عوامل مختلفة نذكر منها عدد الألياف العضلية المحرصة، و حجم العضلة، و العنصر التسلسلي المرن، و درجة استطالة العضلة. فكلما زادت عدد الألياف المثارة، كلما زادت قوة العضلة وكذلك الأمر نفسه بالنسبة للمساحة المقطعية للعضلة. تجدر الإشارة إلى أن جميع أجزاء العضلة غير القابلة للتقلص تدعى بالعنصر التسلسلي المرن، وذلك لأن هذه الأجزاء يمكن أن تمتد و تلتف. هذا العنصر يمتد عند تقلص العضلة كما أنه يلعب دور أساسي في إعادة العضلة إلى طول الراحة عند انتهاء طور التقلص. من جهة أخرى فإن سرعة و مدة تقلص العضلة تعتمد على نوع الليف العضلي، كما تعتمد على الحمل المطبق عليها، بالإضافة إلى عدد الألياف العضلية التي تم توظيفها، فكلما كان الحمل أكبر، كلما كان التقلص أبطأ و كانت مدة التقلص أقل وكلما زاد عدد الوحدات المحركة المفعلة كان التقلص أسرع و مدته أطول [34].

3.3.4. أنواع الألياف العضلية :

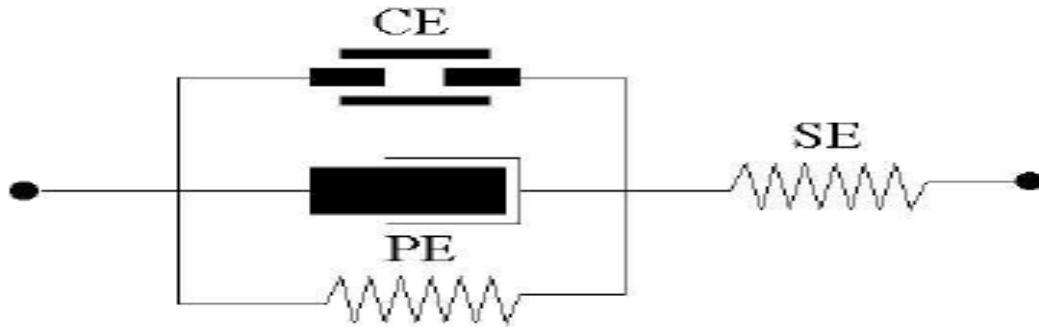
هناك ثلاثة أنواع للألياف العضلية: الألياف البطيئة المؤكسجة، و الألياف السريعة المؤكسجة، و الألياف السريعة المحللة للجلوكوز. تحوي الألياف السريعة على كميات أكبر من (ATPas) الفعال الذي يفصل (ATP) بشكل أسرع. الألياف المؤكسجة تستخدم الطرق الهوائية لتوليد الـ ATP، بينما تعتمد الألياف المحللة للجلوكوز على تحليل السكر اللاهوائي [34].

4.4. نموذج العضلة:

يحتوي النموذج البسيط للعضلة على ثلاثة عناصر مبينة في الشكلين 4-5 و 4-6:



الشكل 4-5 مكونات العضلة الحقيقية



الشكل 6-4 مكونات النموذج البسيط للعضلة

- يكون النسيج الضام المحيط بألياف العضلة على التفرع ميكانيكياً مع الأجزاء القابلة للتقلص في العضلة و يشار إليه بالعنصر التفرعي (parallel element: PE) و يتألف من مخمد و نابض وذلك كما هو مبين بالشكل 6-4.
- أما العنصر القابل للتقلص (contractile element: CE) فهو ينمذج الآلية الفعالة للتقلص في العضلة بحيث أنه يبين خاصية قوة-طول و خاصية قوة-سرعة في العضلة كما يبينه الشكل 6-4 أيضاً.
- جميع الأجزاء غير القابلة للتقلص في العضلة (مثل وتر العضلة) تشكل العنصر التسلسلي المرن (series elastic element: SE) كما في الشكل 6-4.

ومن الضروري الإشارة هنا إلى أن نماذج العضلات التي سيتم بناءها تعتمد على نموذج Hill المعدل الذي يعتمد بدوره على نموذج Hill التجريبي للعضلة الذي قام العالم Hill ببنائه عام 1938 كما يوضح الشكلين 5-4 و 6-4، و الذي يقيس قوة خرج العضلة بالنسبة إلى القوة العظمى للعضلة عند الطول المثالي لها وذلك من أجل العنصر التقلصي.

بعد هذه المقدمة المتضمنة بعض المعلومات التفصيلية حول العضلات سنبدأ الآن بشرح مفصل للبرنامج الذي تم استخدامه لبناء نماذج عضلات الطرفين السفليين عند الإنسان.

1.4.4. أهمية نماذج العضلات

يصمم نموذج العضلة من أجل تأمين وتلبية الاحتياجات الفزيولوجية والميكانيكية المهمة لاستخدام العضلة بحيث تعطي سلوك العضلة الحقيقية الواقعية. حيث يمكن من خلال برنامج Virtual Muscle تأسيس وبناء نموذج عضلي دقيق يمكن دمجه بسهولة ضمن النظام الهيكلي

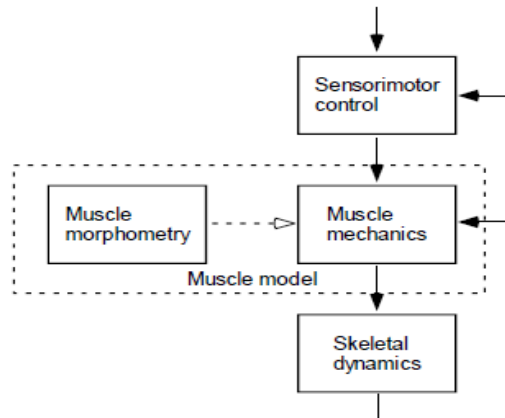
الكامل. إن الغاية الحقيقية من هذا البرنامج هي الحصول وبدقة على الخصائص الميكانيكية للعضلات والأوتار بحيث يستطيع المستخدم فهم هذه الخصائص وبدقة وبالتالي يستطيع التحكم بالأنظمة العضلية الحركية الحقيقية.

وقد وجد أنه من المفيد تقسيم النموذج لمكونات بحيث تمتلك هذه المكونات تطابق واضح فيما بينها من حيث المدخلات التشريرية والعمليات الفزيولوجية التي تحدث ضمن الوحدة المحركة العصبية و العضلة وأوتارها. حيث أن التجارب على هذا النموذج صممت لتعيين عمليات وبنى معينة ضمن العضلة (مثل القوة الخاملة والقوة الفعالة، المطاوعة التسلسلية، رتبة التوظيف وتردد التحفيز، علاقات الطول بالتردد، الإنتاجية و الارتخاء). بناءً على ذلك تم اختيار الوظائف التي يشملها النموذج بحيث تصف بوضوح هذه البنى والعمليات ومعاملاتها التي تم تحديدها بأفضل الإجراءات المناسبة بالاعتماد على بيانات مأخوذة من تجارب قد تم إجرائها ضمن مجال واسع من الشروط الفزيولوجية.

و بالتالي فإن هدف هذا النموذج هو الحصول وبشكل دقيق على الخصائص الميكانيكية المعقدة للعضلة وأوتارها بحيث أن المستخدم يستطيع فهم نتائج تلك الخواص بغية التحكم الدقيق بالنظام الهيكلي العضلي.

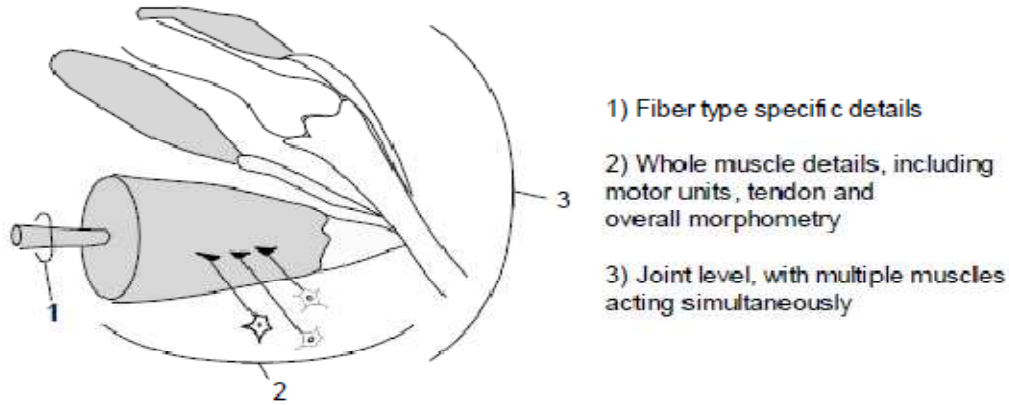
2.4.4. بنية نظام نموذج العضلة

إن نظام نمذجة العضلة بشكل عام مخصص للاستخدام في إطار تسلسلي، حيث تشكل الحركة الميكانيكية لمقاطع الهيكل العظمي المستوى السفلي كما يبينه الشكل 4-7 بينما تمثل الخصائص الفزيولوجية للعضلات المستوى المتوسط، وتخضع العضلات لأوامر تحكم قسرية ناتجة عن التحكم الحسي الحركي في المستوى الأعلى [14].



الشكل 4-7 الإطار التسلسلي لنظام نمذجة العضلة

أما المستويات التي يعنى بها البرنامج فهي مبينة في الشكل 4-8 و هي كالتالي:



الشكل 4-8 المستويات العضلية المختلفة التي يهتم بها برنامج بناء نماذج العضلات

1.2.4.4. مستوى نوع حزم الألياف: حيث يفترض البرنامج أن سلوك العنصر التقصي للعضلة يقاس بشكل جيد بدءاً من مستوى القسيمات العضلية (Sarcomeres) حتى مستوى كامل ألياف العضلة ومستوى كل مجموعات التوظيف للوحدات المحركة [37].

إن خصائص كل أنواع الألياف التي سوف تستخدم ضمن النموذج تكون في قاعدة بيانات مفردة بحيث تزود نموذج العضلة بهذه الخصائص، وذلك عند دمج هذه الأنواع من الألياف العضلية ضمن عضلة ذات ألياف مختلطة مثالية. علماً أن إنشاء قاعدة بيانات لأنواع الألياف العضلية قد عولج ضمن برنامج الماتلاب على شكل واجهة تفاعلية مع المستخدم (GUI) كما يوضح الشكل 4-9 ضمن تابع يمكن استدعائه ضمن برنامج الماتلاب (BuildFiberTypes).

BuildFiberTypes: human_fiber_types.mat

File Edit Fiber Properties Help

Clipboard contents:

Optimal Sarcomere Length (um)

	Type #1	Type #2	Type #3	Type #4	Type #5
Fiber type name	SS	S	F		
Recruitment rank	1	2	3	0	0
$v_{0.5}$ (L/s)	0.5	1	1.67	0	0
$f_{0.5}$ (pps)	6	12	20	0	0
f_{min} (0.5)	1.5	0.5	0.5	0.5	0.5
f_{max} (0.5)	2	2	2	2	2
Comments	'super-slow' (e.g. soleus)	'typical' slow-twitch fiber type	generic fast-twitch fiber type		

Additional Comments

- All three fiber types were presented in Cheng et al., J. Neurosci. Meth. (2000). They were created by adapting the analogous feline fiber types as described in that paper to fit data from triceps surae, hamstrings, forearm and hand muscles. (Note: in our original publication cited above, the parameters listed for the slow-twitch fibers had an error which was corrected in a subsequent corrigendum - the correct values are used in this database.)

Prev 5 Fibers Next 5 Fibers

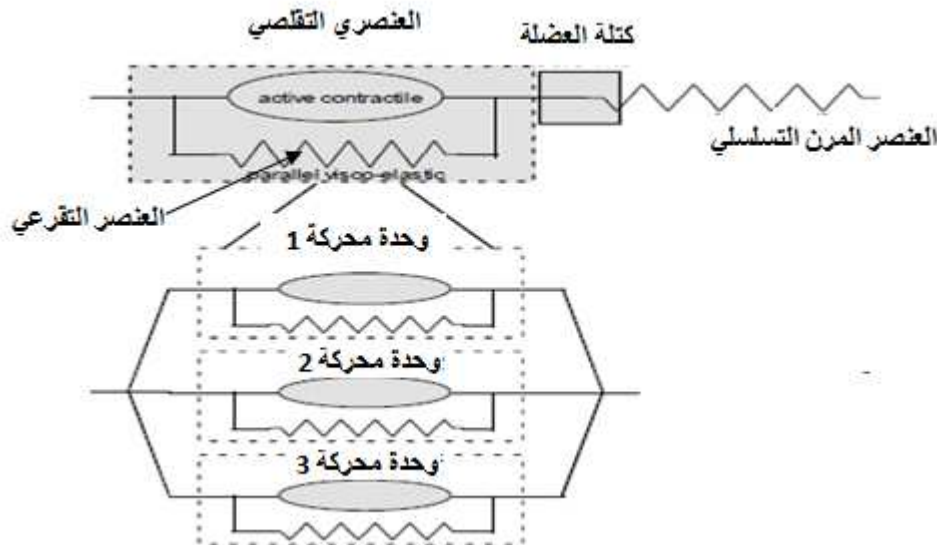
الشكل 4-9 الواجهة التفاعلية لبناء الأنواع المختلفة من الألياف العضلية

2.2.4.4. مستوى كامل العضلة

تكون العضلات منظمة على شكل وحدات محركية وكل وحدة محركية مؤلفة من خلية عصبية حركية إضافة إلى العديد من مئات الألياف التي تعصبها، حيث أن جميع ألياف الوحدة المحركة تكون من نفس النوع. من جهة أخرى فإن مجموعة الوحدات المتشابهة تميل لكي توظف مع بعضها البعض في حين أن مجموعة الوحدات المختلفة تميل لكي توظف بترتيب ثابت. إن العضلة ككل مؤلفة من وحدات محركية والتي بدورها تحوي على أنواع ألياف مفردة. حيث أن كل وحدة يتم التعرف عليها من خلال أنواع أليافها ومعدل توظيفها و سعة القوة المنتجة.

في الأحوال الطبيعية تمتلك العضلة مئة وحدة محركية أو أكثر، حيث يمكن إنشاء مثل هذه البيانات لنموذج العضلة في هذا البرنامج، ولكن هذا التصميم بهذا العدد الهائل من الوحدات المحركة يجعل عملية تشغيل النموذج بطيئة إضافة إلى أن هذا العدد الكبير ليس ضروري ضمن النموذج. بينت الدراسات السابقة أن النموذج سيكون كافٍ عند تزويده بعدد قليل من نماذج الوحدات المحركة (أي من 3 - 5 وحدات محركية لكل نوع ليف)، حيث أن كل وحدة محركية تمثل مجموعة من الوحدات المحركة الحقيقية بمساحة مقطع فيزيولوجي عرضي لحوالي (10 %) من العضلة [37].

إذا كانت العضلة عبارة عن أجزاء مستقلة في نشاطها الميكانيكي أو مختلفة التفعيل العصبي المخصص لكل جزء، فإن كل مكون ينبغي أن تتم معالجته كعضلة مستقلة ضمن النموذج، كما يوضح الشكل 10-4 حيث يحوي نموذج العضلة المعطاة على ثلاث عناصر تفاعلية:

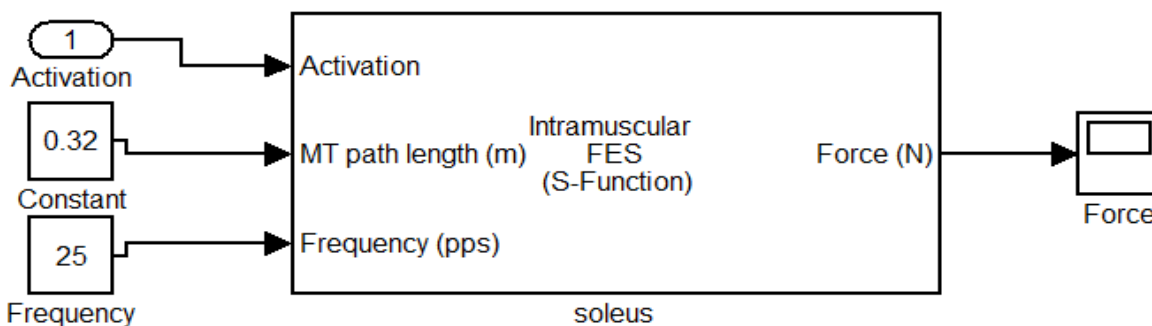


الشكل 10-4 نموذج (Hill) المعدل للعضلة [14]

عنصر تقلصي، عنصر مرن تسلسلي و كتلة العضلة. يتألف العنصر التقلصي من عدد من العناصر التقلصية الصغيرة التي تحدد بعدد الوحدات المحركة، بحيث يحوي كل منها على عنصر مرن تفرعي خامل (Passive). وبشكل منفصل يعرف تردد إشارة التفعيل العصبية وعلاقات القوة - سرعة - طول التي تحدد عن طريق خصائص نوع الليف. يشمل العنصر المرن التفرعي على لزوجة قليلة من أجل أهداف الاستقرار، هذه المكونات الجزئية الفعالة تجمع مع بعضها لإنتاج قوة العنصر التقلصي الكلية. يتم بناء نموذج العضلات باستخدام الواجهة التفاعلية (GUI) مصممة ضمن بيئة الماتلاب تدعى (BuildMuscles) التي يبينها الشكل 11-4 حيث تظهر هذه العضلات ضمن بيئة (Matlab/Simulink) على شكل كتل صندوقية كما يبين الشكل 12-4.

BuildMuscles: musc_morph - arm.mat										Fiber type distribution (PCSA) # Units			
Fiber Type Database: human_fiber_types.mat										S3			
Muscle name	Muscle mass (g)	Fascicle Lo (cm)	Muscle PCSA (cm ²)	Muscle F ₀ (N)	Tendon LoT (cm)	Whole muscle L _{max} (cm)	Fascicle L _{max} (Lo)	Ur		S3	S	F	Units
Muscle #1 Biceps	10	13	0.7256	23.076	4	13	1.0763	0.8		0/0	0.5/2	0.5/3	-
Muscle #2 Biceps Short	5	12	0.3930	12.5	2	13	1.1667	0.8		0/0	0/0	1/4	-
Muscle #3 Biceps Long	8	3	2.3157	80	2	7	1.6667	0.8		0/0	0.3/2	0.7/4	-
Muscle #4	0	0	0	0	0	C	C	0.8		0/0	0/0	0/0	-
Muscle #5	0	0	0	0	0	C	C	0.8		0/0	0/0	0/0	-
Muscle #6	0	0	0	0	0	C	C	0.8		0/0	0/0	0/0	-
Muscle #7	0	0	0	0	0	C	C	0.8		0/0	0/0	0/0	-
Muscle #8	0	0	0	0	0	C	C	0.8		0/0	0/0	0/0	-
Muscle #9	0	0	0	0	0	C	C	0.8		0/0	0/0	0/0	-
Muscle #10	0	0	0	0	0	C	C	0.8		0/0	0/0	0/0	-

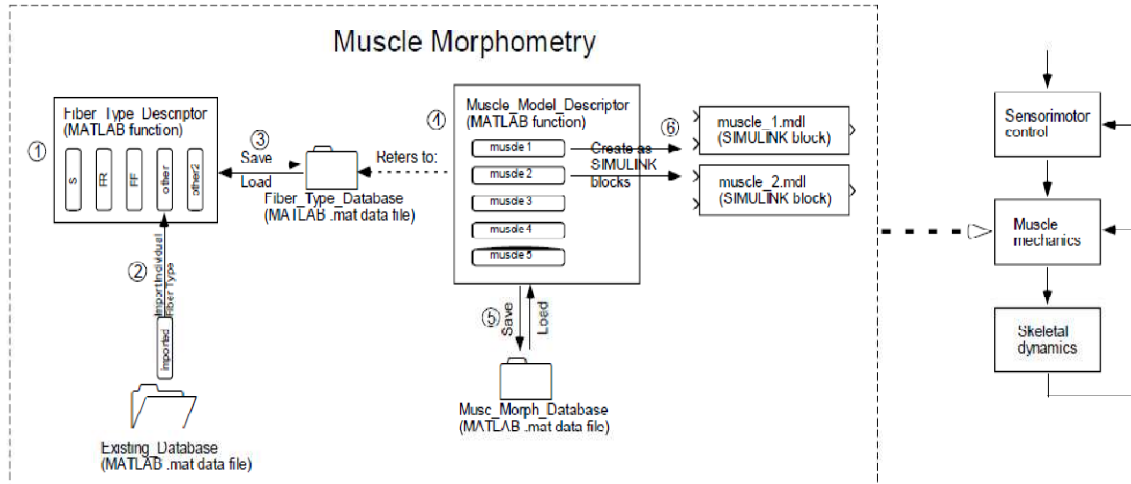
الشكل 11-4 الواجهة التفاعلية لبناء الأنواع المختلفة من النماذج العضلية



الشكل 12-4 نموذج العضلة باستخدام برنامج (VM) ضمن بيئة (Matlab/Simulink)

3.4.4. التفاعلات و التعامل مع العناصر العصبية و الهيكلية

ينبغي لكل كتلة صندوقية تمثل العضلة كما يبين الشكل 4-13 أن تكون مضمومة إلى نموذج مناسب للمقاطع الحركية، والتي ينبغي على المستخدم تصميمها. حيث يتم التفاعل ما بين النموذج الميكانيكي الحركي ونموذج العضلة بطريقتين. الصناديق الكتلية العضلية تنتج قوة العضلة التي يتم استخدامها من قبل النماذج الميكانيكية الحركية للحصول على التغيرات الحركية، هذه التغيرات الحركية تعود لنماذج العضلات بحيث تظهر على شكل تغير بطول العضلة و بالتالي تظهر نتائج هذه التغيرات في قوة العضلة. بنفس الوقت الذي يتم فيه تبادل البيانات بين النموذجين السابقين ينبغي وجود مصدر للتفعيل العصبي للعضلات، حيث مصادر التفعيل حسب طريقة المستخدم، فمن المحتمل أن تتم عن طريق بيانات (EMG) أو عن طريق نموذج تحكمي مبني عن طريق (SIMULINK) أو (MATLAB) بحيث يولد التفعيل لكل عضلة على حدا.



الشكل 4-13 البنى الصندوقية لنموذج العضلة

4.4.4. تابع بناء أنواع الألياف العضلية

هذا التابع (Build Fiber Types) يعطي للمستخدمين إمكانية إنشاء وتعديل قواعد المعطيات لأنواع الألياف (Fiber_Type_database.mat) المطلوبة من أجل تابع بناء العضلات (BuildMuscles) ضمن واجهة المستخدم التفاعلية (GUI). يوضح الشكل 4-14 أن أنواع الألياف بالنسبة للإنسان و هي تنتظم في أعمدة بدءاً بمجموعة مكونة من خمسة أنواع، بحيث إذا لزم المستخدم أكثر من خمسة أنواع يمكنه إضافة مجموعة جديدة.

BuildFiberTypes: human_fiber_types.mat

File Edit FiberProperties Help

Clipboard contents:

Optimal Sarcomere Length (um)

	Type #1	Type #2	Type #3	Type #4	Type #5
Fiber type name	SS	S	F		
Recruitment rank	1	2	3	0	0
V0.5 (L0/s)	-0.5	-1	-1.67	0	0
l0.5 (pps)	6	12	20	0	0
frin (l0.5)	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
lmax (l0.5)	2	2	2	2	2
Comments	From Cheng et al. submitted	From Cheng et al. submitted	From Cheng et al. submitted		

Prev 5 Fibers Next 5 Fibers

يبين الشكل 4-14 بارامترات الألياف العضلية للإنسان

بالنسبة للبارامترات الموجودة ضمن الشكل 4-14 فهي على الشكل التالي :

- الطول المثالي للقسيم العضلي (Optimal sarcomere length μm): حيث يزودنا هذا البرنامج بالقيم التجريبية للقسيمات العضلية التي هي بالنسبة للإنسان $2.7\mu\text{m}$.
- اسم نوع الليف العضلي (Fiber type name): ينبغي لكل نوع ليف أن يعطى اسم فريد. التوابع الأخرى سوف تبحث عن الأسماء في قواعد البيانات من أجل المطابقة و ملء الفراغات بما يلزم من معاملات، لذلك فإن الاسم المتوافق هو أمر هام.
- رتبة التوظيف (Recruitment rank) : القيم في هذا الصف تحدد الترتيب حيث الأنواع الليفية تكون موظفة ضمن العضلة. أي قيمة عددية تكون ملائمة، بحيث تكون عدد صحيح. الألياف الأخفض رتبة يتم توظيفها أولاً (تستجيب بشكل أسرع للمنعكس)، بحيث أنه ريثما يتم توظيف جميع الألياف ذوات هذه الرتبة، بعدها يتم توظيف الألياف ذوات الرتبة الأعلى. ومن الملاحظ بأن القيمة المطلقة لدرجات التوظيف (الاستجابة للتفعيل) تمتلك تأثير على خوارزمية التوزيع الأوتوماتيكي للمقطع العرضي الفيزيولوجي (PCSA) عبر محاكاة الوحدات المحركة لمختلف أنواع الألياف، حيث ينصح بالقيم الصحيحة من أجل رتبة التوظيف.

- $V0.5 (L0 /s)$: و هي تدل على سرعة التقاصر (سرعة التقلص) و تعتبر هذه السرعة هي السرعة الضرورية لإنقاص القوة اللاتقاصرية التكرزية العظمى ($F0$) إلى النصف ($0.5 F0$). حيث يتم حساب هذه القيمة مبدئياً من بيانات معاملات علاقة القوة - سرعة (FV). ما يجب ملاحظته هو أنه في حال قمت بتغيير قيمة ($V 0.5$) فإنه ينبغي معرفة ($f 0.5$) ذلك لأنه في العضلات الطبيعية تظهر هذه القيم بشكل متناسب مع بعضها البعض.
- $f0.5 (pps)$: وهو التردد (النبضة كل ثانية) الضروري لإنتاج نصف قوة التكرز الأعظمي اللاتقاصري عند ($1.0 L0$) [38].
- $f \min (f0.5)$: تردد النبضة العضلية الطبيعي الأصغري ، بالنسبة إلى التردد ($f0.5$). القيمة الافتراضية هي (2).
- $f \max (f0.5)$: تردد النبضة العضلية الطبيعي الأعظمي ، بالنسبة إلى التردد ($f0.5$). القيمة الافتراضية هي (2).
- Comments : وهي من أجل إضافة معلومات من قبل المستخدم تبين شرح بسيط عن أنواع الألياف و هي غير إلزامية أي خيارية.

5.4.4. تحرير معاملات أنواع الألياف العضلية

ينبغي لمستخدم البرنامج أن يكون قادراً على الحصول على تقريب مقبول لمعظم بارامترات ألياف العضلات البشرية عن طريق تعديل خصائص ($V 0.5$) و ($f0.5$) لأنواع الألياف المستدعاة من قاعدة البيانات التي يزودهم بها هذا البرنامج والسماح لتابع (`BuildFiberTypes`) بإعادة قياس المعاملات المرتبطة بهذه الألياف. أي أن هناك نوعين من المعاملات وهي:

1.5.4.4 تعديل المعاملات المتعلقة بنوع الليف العضلي

حيث يبين الشكل 4-15 النافذة التي تحتوي على المعاملات المتعلقة بالألياف العضلية مع إمكانية تعديل هذه المعاملات إن لزم الأمر [38,15].

Parameter	FL_omega	FL_beta	FL_rho	
FL(L)	1.1244	2.3	1.62	
FV(V,L)	Vmax	cV0	cV1	
	-3.94	5.88	0	
	aV0	aV1	aV2	bV
	-4.7	8.41	-5.31	0.17468
Af(teff,Leff,Y,S)	af	nf0	nf1	
	0.56	2.11	5	
Leff(t)	TL			
	0.088			
fint(t,fenv,L)	Tf1	Tf2		
	68.5667	45.3333		
feff(t,fint,L)	Tf3	Tf4		
	94.0667	50.4333		
S(t,feff)	aS1	aS2	TS	
	1	1	1	
Y(t)	cY	VY	TY	
	0.35	0.1	200	
Energy Rate	ch0	ch1	ch2	ch3
	0.50463	0.38	0.43	0.15527

Edit Prev Fiber Edit Next Fiber

الشكل 4-15 نافذة تعديل المعاملات الخاصة للألياف العضلية

وهذه المعاملات هي:

- FL(L) : علاقة القوة بالطول.
- FV(V,L) : علاقة القوة بالسرعة .
- Af : علاقة التردد بالتنشيط.
- Leff : مؤخرات التنشيط .
- fint and fent : أزمنة الصعود و الهبوط
- Sag : الارتخاء .
- Yield : الإنتاجية .
- Energy Rate : ثابت معدل الطاقة للألياف العضلية.

2.5.4.4 تعديل المعاملات العامة

إضافة إلى المعاملات الخاصة السابقة فإن هناك معاملات عامة لها علاقة بألياف العضلات وهذه المعاملات مثل التوتر النوعي، خصائص الوتر وخصائص القوة الكامنة (الخاملة) كما في الشكل 16-4.

	c1	k1	Lr1
Specific Tension (N/cm2)	31.8		
Viscosity (part of FPE1)	0.01		
FPE1	23	0.046	1.17
FPE2	-0.02	-18.7	0.79
FSE	27.8	0.0047	0.964

الشكل 16-4 نافذة تعديل المعاملات العامة للألياف العضلية

حيث أن :

- Specific Tension : التوتر النوعي وهو عبارة عن القوة العظمى اللاتقاصرية المنتجة خلال الطول المثالي للألياف خلال مساحة وحدة واحدة من المقطع العرضي الفيزيولوجي، قيمتها الافتراضية (31.8 N/cm2) [39].
- Viscosity : حيث تعبر عن اللزوجة الطبيعية في العناصر الخاملة التفرعية (الأوتار و الأغلفة أو اللفافات)، لهذا العامل تأثير محدود على القوة إلا أن له دور حاسم في استقرار و توازن النموذج.
- FPE 1 : المكون الأول للقوة الكامنة (الخاملة) للأكتين.
- FPE 2 : المكون الثاني للقوة الكامنة (الخاملة) للميوزين.
- FSE : وهي عبارة عن بارامترات السلسلة المرنة (الوتر و الغلاف).

6.4.4. تابع بناء نماذج العضلات (BuildMuscles)

بعد أن يتم إنشاء ملف البيانات المتعلق بأنواع الألياف العضلية، يمكن لهذه الأنواع أن يتم دمجها مع بعضها بنسب مختلفة بالتالي الحصول على صناديق المحاكاة (SIMULINK) التي تتمتع بقوة خرج العضلة، حيث تكتمل من خلال التوظيف التسلسلي للوحدات المحركة بمختلف الحجوم والأنواع الليفية إضافة إلى التفاعلات ضمن العضلة ما بين العناصر التقصية و التفرعية الفعالة والعناصر التسلسلية المرنة.

إن التابع (BuildMuscles) يعطي إمكانية تخزين البيانات المتعلقة بالعضلات بمظهرين: الأول يكون على شكل ملف بيانات في برنامج الماتلاب (MATLAB) على الشكل التالي (Muscle_Database.mat)، ويمكن إعادة استدعاء البيانات ضمن تابع بناء العضلة ضمن الواجهة التفاعلية (GUI) وإجراء التعديل عليه مرة ثانية. أما المظهر الثاني فهو على شكل صندوق (SIMULINK) من أجل استخدام نموذج العضلات في أنظمة التحكم المبنية في بيئة الـMatlab/Simulink.

7.4.4. إنشاء بيانات نموذج عضلة جديدة:

من أجل إنشاء قاعدة بيانات جديدة لعضلة ما، ينبغي أولاً أن نقوم بتحديد ملف بيانات أنواع الألياف العضلية، حيث أن ملف قاعدة البيانات الخاص بالألياف المكون في هذه المرحلة سوف يقترن بشكل دائم مع قاعدة بيانات العضلة التي سيتم بناءها وبالتالي فإن أي تغيير في بيانات الألياف العضلية سوف ينعكس على نموذج العضلة.

كما يبين الشكل 4-17 فإن بارامترات تابع بناء نماذج العضلات الذي يظهر على شكل واجهة مستخدم تفاعلية (GUI) هي :

- اسم العضلة (Muscle name): لابد لكل عضلة من اسم مميز بحيث أن بيانات العضلة بكل صف يمكن أن تخزن في ملف قاعدة بيانات العضلة فقط إذا كان لها اسم.
- كتلة العضلة (Muscle mass) : وهو كتلة بطن العضلة بوحدة الغرام .
- طول الحزمة (Fascicle L0 (cm) : متوسط طول حزمة الألياف في بطن العضلة عندما تكون العضلة بطولها المثالي من أجل إنتاج قوة التكرز اللاقصيرية (من الملاحظ أن هذه القيمة هي أقل بنسبة 10-30 % من الطول عند توليد قوة النفضة المثالية [67,70])

BuildMuscles: muscle DataBase.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	rectus femoris	252.278	5.54	42.9599	366.1264	27.68	33.2	1.2118	0.8	0/0	0.45/2	0.55/3	-	-
Muscle #2	biceps femoris(lh)	230.104	7.94	27.34	869.4106	21.36	29.3	1.116	0.8	0/0	0.65/2	0.35/3	-	-
Muscle #3	biceps femoris(sh)	106.043	12.29	8.14	258.8519	9.18	20.5	0.95328	0.8	0/0	0.65/2	0.35/3	-	-
Muscle #4	vastus lateralis	544.831	7.98	64.41	1048.2368	22.55	30.5	1.1181	0.8	0/0	0.45/2	0.55/3	-	-
Muscle #5	pcnemius medialis	224.734	4.19	50.5998	1609.074	19.5	23.5	1.1553	0.8	0/0	0.55/2	0.45/3	-	-
Muscle #6	pcnemius latrailius	116.565	7.69	14.3	454.7399	15.38	23	1.0771	0.8	0/0	0.55/2	0.45/3	-	-
Muscle #7	soleus	609.505	3.08	186.6898	5936.737	34.2	37	1.3879	0.8	0/0	0.75/2	0.25/3	-	-
Muscle #8	tibialis anterior	129.612	7.7	15.8799	504.9818	21.35	29	1.1131	0.8	0/0	0.7/2	0.3/3	-	-
Muscle #9	iliacus	248.04	10.03	23.33	741.8943	16.044	26	1.0616	0.8	0/0	0.5/2	0.5/3	-	-
Muscle #10	quadratus femoris	119.758	5.38	20.9999	667.7955	4.12	9.5	1.033	0.8	0/0	0.5/2	0.5/3	-	-

Comments

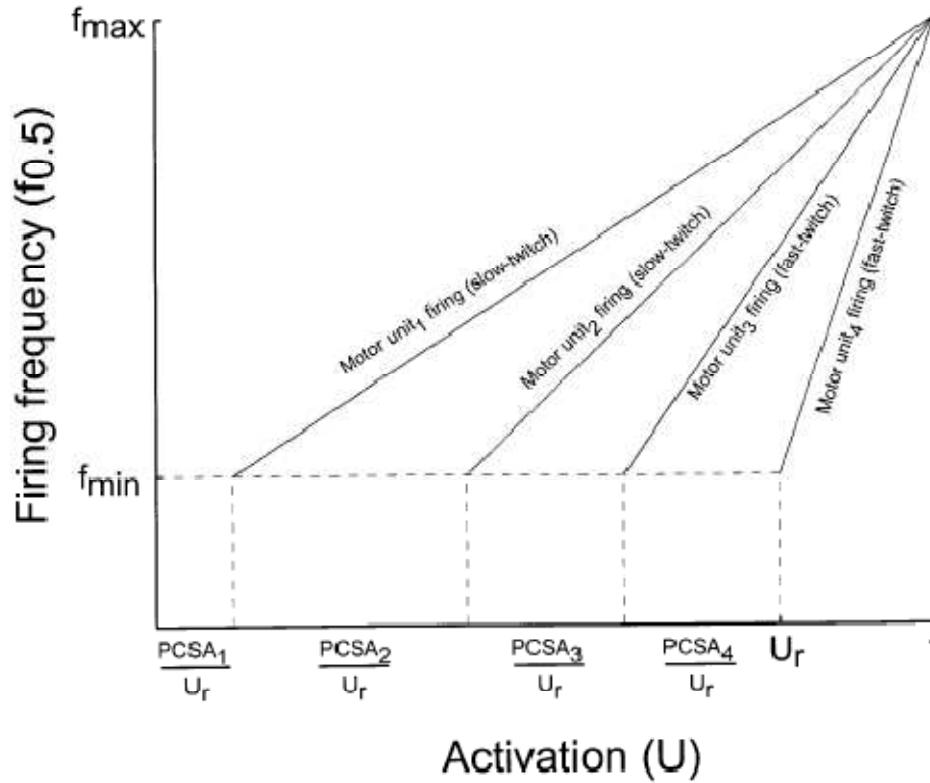
Prev 10 MusclesNext 10 MusclesPrev 5 FibersNext 5 Fibers

الشكل 4-17 الواجهة التفاعلية لبناء نماذج العضلات

- مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي للعضلة (Muscle PCSA (cm²)): هذه القيمة لا يتم إدخالها بشكل مباشر من قبل المستخدم ولكن تحسب بشكل آلي من خلال كتلة العضلة و طول حزمة الألياف المدخلتين مسبقاً. كثافة العضلة هي (1.06 g/cm³) وهي قيمة مفترضة لكل العضلات [40].
- قوة العضلة (Muscle F₀ (N): القوة العظمى عند التقصص اللاتقاصري. هذه القيمة لا تدخل بشكل مباشر إنما تحسب من خلال PCSA للعضلات مضروباً بقيمة معيارية لتوتر الشد المحدد للعضلة. توتر الشد المحدد الافتراضي للعضلات البشرية (31.8 N/cm²) [41]، كما يمكن تعديل هذه القيمة من خلال الخيار (Change specific tension) ضمن القائمة المنسدلة في الواجهة التفاعلية لتابع بناء نماذج العضلات (GUI).
- طول الوتر (Tendon L₀T (cm): طول الوتر خلال قوة العضلة المثالية، هذا العنصر ينبغي أن يحتوي على الكمية الكلية من النسيج الضام بشكل متسلسل مع الحزمة العضلية، بحيث تشمل كلاً من الغلاف الداخلي والوتر الخارجي. ينبغي أيضاً أن تكون هذه القيمة أكبر من الصفر بحيث توضع هذه القيمة (0.1 cm) آلياً، في حال أن

المستخدم لم يقوم بإدخالها. كما يمكن تعديل الخصائص المتعلقة بالوتر من خلال الخيار (Edit tendon properties) من القائمة المنسدلة. الوتر ينمذج في علاقة (log/linear) حسب [10]. إن (LOT) هي طول الوتر عندما تنبسط العضلة بتأثير القوة العظمى اللاتقاصرية (F_0)، كما أنه عند تقلص الوتر لحوالي (3.6 %) من الطول (LOT) فإن القوة تهبط بشكل خطي بحوالي (20 %) من (F_0)، تتبع بنقصان أسي لارتخاء الوتر (Slack) أي الحالة التي يكون فيها تقلص الوتر معدوم والوتر في حالة راحة) لحوالي (95 %) من (LOT)، بينما يكون المجال الكلي لطول الوتر صغير، بحيث يمكن أن يسبب هذا تأثيرات كبيرة على قوة العضلة لأن هذه التغيرات تظهر نتائجها في العناصر التقلصية لأنه يغير الطريق في اختيار أي سرعة لطول كامل العضلة. هذه حقيقة عملية في العضلات التي تمتلك جوهرياً وتر وغلاف أطول من طول حزمة الألياف العضلية.

- طول العضلة الأعظمي (Max. whole- muscle length (cm) : الطول الأعظمي لكامل العضلة عند الحدود التشريحية، هذه القيمة تستخدم عادةً لحساب بارامترات الطول (L max) الذي يتحكم بالتوتر الكامن (الخامل).
- طول الحزمة الأعظمي (Fascicle L max (L0) : هي الطول الأعظمي لحزمة الألياف في المواضع التشريحية الطرفية للهيكل العظمي، وتقاس من خلال طول حزمة الألياف المثالية، كما أن هذه القيمة لا تدخل بشكل مباشر، إنما تحسب من اختلاف طولي العضلة الكلي (L max) و طول الوتر (LOT)، كما أنها تقاس بواسطة طول الحزمة (L0). والقيمة العملية لها أكبر من الواحد ولكن لا تتجاوز (1.3).
- Ur : مستوى التفعيل الجزئي بحيث كل الوحدات المحركة للعضلة المعطاة تكون موظفة كما يبين الشكل 4-18 (كمثال هي عتبة آخر وحدة محرك تم توظيفها).



الشكل 4-18 مستويات التوظيف المختلفة

- توزيع أنواع الألياف (Fiber type distribution (PCSA/# of motor units) : توزيع المساحة المقطعية العرضية الفيزيولوجية الكلية للعضلة وعدد الوحدات المحركة المخصصة لكل نوع من الألياف. بحيث يكون مجموع قيم الـ PCSA المخصصة لكل نوع ليفي لكامل العضلة هي 1.

8.4.4. حجم الوحدات المحركة Size of motor units :

إن كل وحدة محركة تكون مسؤولة عن تعصيب جزء من مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي. حيث أن التوظيف الواقعي الفعلي للوحدات المحركة الحيوية هو الظهور في سلسلة ثابتة، فمن الوحدات المحركة الأصغر و الأبطأ يبدأ التوظيف أولاً وذلك طبقاً لمبدأ حجوم (Henneman) [26]، فعلى سبيل المثال:

الوحدات المحركة المعصبة لألياف العضلات ذات النبضة البطيئة تكون عملياً هي الأصغر لذلك توظف أولاً بينما الوحدات المحركة لألياف عضلات النبضة السريعة توظف لاحقاً. فمن أجل الحصول على التوظيف المنتظم للوحدات المحركة المرتكز على أنواع الألياف، إضافة إلى أن

بارامترات رتبة التوظيف (Recruitment_Rank) في تابع بناء ألياف العضلات يحدد ترتيب توظيف الوحدات المحركة المكونة لمختلف أنواع الألياف، فيما إذا قمنا بتحديد إستراتيجية التوظيف الطبيعي من القوائم المنسدلة في الواجهة التفاعلية (GUI) لتابع بناء نماذج العضلات، وذلك كما يبين الشكل 19-4.

BuildMuscles: muscle DataBase.mat

FileEditMusclesModelHelp

Fiber Type Database: hSet Recruitment Strategy

Clipboard contents: EmpSet additional SIMULINK block outputs

MuscleCreate SIMULINK Muscle_Block

Rebuild existing SIMULINK model

Muscle Fo (N)

Tendon LoT (cm)

Whole muscle LMax (cm)

Fascicle LMax (Lo)

Ur

Fiber type distribution (PCSA/#_Units)

SS

S

F

Muscle #1rectus femoris252.2785.5442.9599366.126427.6833.21.21180.80/00.45/20.55/3--

Muscle #2biceps femoris(lh)230.1047.9427.34869.410621.3629.31.1160.80/00.65/20.35/3--

Muscle #3biceps femoris(sh)106.04312.298.14258.85199.1820.50.953280.80/00.65/20.35/3--

Muscle #4vastus lateralis544.8317.9864.411048.236822.5530.51.11810.80/00.45/20.55/3--

Muscle #5pcnemius medialis224.7344.1950.59981609.07419.523.51.15530.80/00.55/20.45/3--

Muscle #6pcnemius latrailius116.5657.6914.3454.739915.38231.07710.80/00.55/20.45/3--

Muscle #7soleus609.5053.08186.68985936.73734.2371.38790.80/00.75/20.25/3--

Muscle #8tibialis anterior129.6127.715.8799504.981821.35291.11310.80/00.7/20.3/3--

Muscle #9iliacus248.0410.0323.33741.894316.044261.06160.80/00.5/20.5/3--

Muscle #10quadratus femoris119.7585.3820.9999667.79554.129.51.0330.80/00.5/20.5/3--

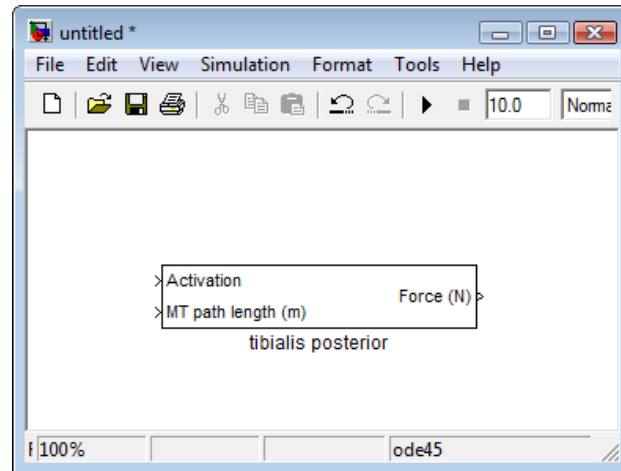
الشكل 19-4 كيفية التوصل إلى إستراتيجية التوظيف من خلال الواجهة التفاعلية لبناء نماذج العضلات

9.4.3. توظيف الوحدات المحركة Recruitment of motor units :

حالياً هناك العديد من استراتيجيات التوظيف التي يمكن اختيارها وهي: Natural و Intramuscular FES، حيث أن كل الخوارزميات السابقة تؤدي إلى إنشاء صناديق (SIMULINK) ضمن صندوق نموذج العضلة التي تأخذ بدورها دخل التفعيل المناسب وتقسمه إلى نواتج التردد و التوظيف من أجل كل وحدة محركة. فمن أجل استخدام إستراتيجية التوظيف الطبيعية (Natural) والتي تضم ثلاث استراتيجيات توظيف والتي هي (خوارزميتي توظيف الفصل الطبيعي و خوارزمية توظيف الاستمرار الطبيعي) فإنها توظف كل الوحدات المحركة لنوع الليف العضلي المنخفض رتبة التوظيف قبل التوظيف لأي وحدات محركة ذات نوع ليف ذو رتبة توظيف أعلى. ضمن كل ليف يتم ترتيب الوحدات المحركة حسب الحجم (أي حسب نسبة (PCSA))، ومن جهة أخرى فإن التردد اللازم لكل وحدة يبدأ من (f_{min}) عندما يكون قد تم توظيف تلك الوحدة المحركة أولاً و تصل قيمة التردد إلى (f_{max}) عندما يكون تفعيل الدخل قد وصل إلى القيمة (1). وفيما يلي ندرج خوارزميات التوظيف:

1.9.4.4 خوارزمية (Natural Discrete (Brown & Cheng) Algorithm):

تطبق هذه الخوارزمية بالطريقة التالية، يتم تحديد طلب التوظيف أولاً عن طريق إدخال (رتبة_التوظيف) ضمن قاعدة بيانات الأنواع الليفية، حيث أن كل وحدات نوع الليف ذات رتبة التوظيف الأصغر توظف قبل أي وحدات أخرى. بعد ذلك يتم الانتقال لتوظيف الوحدات ذات الرتبة التي تليها ويتم ذلك قبل الانتقال لتوظيف وحدات ذات رتبة توظيف صغيرة من نوع ليفي آخر. ضمن كل نوع ليفي، الوحدات المحركة تكون موظفة طبقاً لترتيب إدراجهم ضمن قاعدة البيانات الشكلية للعضلات. يبدأ توظيف العضلة عندما يصل تفعيل الدخل إلى العتبة التي تحدد من خلال كلاً من (PCSA , Ur). أما التردد فيحسب من خلال افتراض العلاقة الخطية ما بين التفعيل والتردد مع وجود تردد ابتدائي يساوي (fmin) عند تفعيل أول وحدة محرركة وتردد أعظمي نهائي يساوي (fmax) عندها يكون التفعيل مساوياً القيمة واحد. ومن الملاحظ أن النمذجة باستخدام هذه الخوارزمية تشمل على نموذج الطول الفعال (Leff) بشكل مستقل عن علاقة التردد بالتفعيل. كما أن النموذج يكون مطبق عن طريق كتلة صندوقية متصلة فيما بينها ضمن بيئة (Simulink) كما في الأشكال 20-4 و 21-4 التي توضح البنى الداخلية لهذا النموذج.



الشكل 20-4 نموذج العضلة المبني باستخدام خوارزمية (Natural Discrete (Brown & Cheng) Algorithm) ضمن بيئة (Matlab/Simulink)



عبارة عن تطبيق على شكل (CMEX S-Function) للخوارزمية السابقة وقد تم تطويرها من قبل (Brown & Cheng) والاختلاف الوحيد هنا عن الخوارزمية السابقة أن الطول الفعال (Leff) الذي قد وضع بالأصل من أجل نمذجة التأثير المتأخر الناتج من الطول قد تمت إزالته من أجل حل مشكلة عدم الاستقرار [38].

هي خوارزمية التوظيف الطبيعي المستمر: حيث تعتبر إصدار مستمر لخوارزميات التوظيف الطبيعية السابقة، فبدلاً من تشكيل وحدات محرك متعددة بشكل ظاهر وصريح، تقوم هذه الخوارزمية بتجميع الوحدات المحركة بالاعتماد على أنواع الألياف المتطابقة. علماً أن طلب توظيف أنواع الألياف المختلفة ما يزال مستخدماً. ميزة الإستمرار في هذه الخوارزمية تثبت جوهرياً السمتين التاليتين:

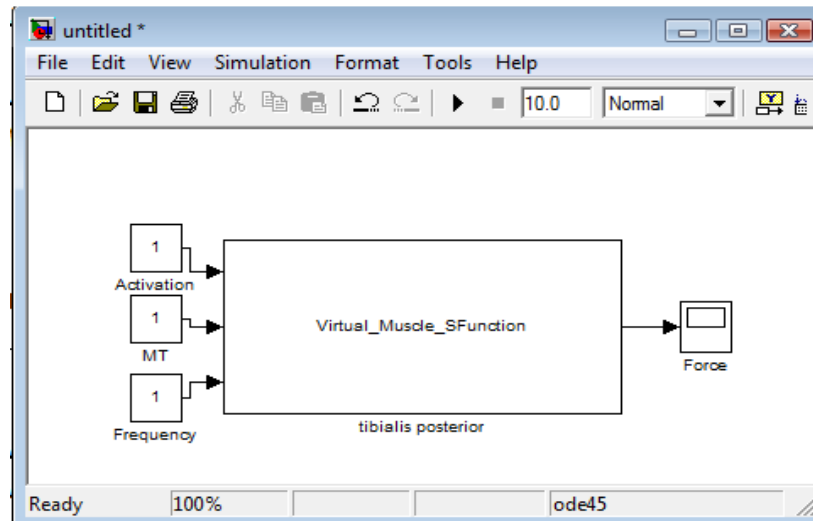
• التفعيل الكلي للعضلة والحركات التقلصية تعتمد على نسبة كلاً من الألياف السريعة والبطيئة.

• إن خيار تعديل القوة عن طريق نسبة الوحدات الموظفة أو غير الموظفة من خلال الخوارزمية السابقة قد تم استبداله عن طريق الخوارزمية المضاعفة التي تم إضافتها للخوارزمية الجديدة وذلك باستخدام عنصر جديد وهو مستوى التفعيل المؤثر (Ueff).

الملاحظة على هذه الخوارزمية هي أن: عدد الوحدات المحركة الممثلة لكل نوع ليفي هي واحد.

4.9.4.4 استراتيجية توظيف الإثارة الكهربائية الوظيفية ضمن العضلات (Intramuscular FES)

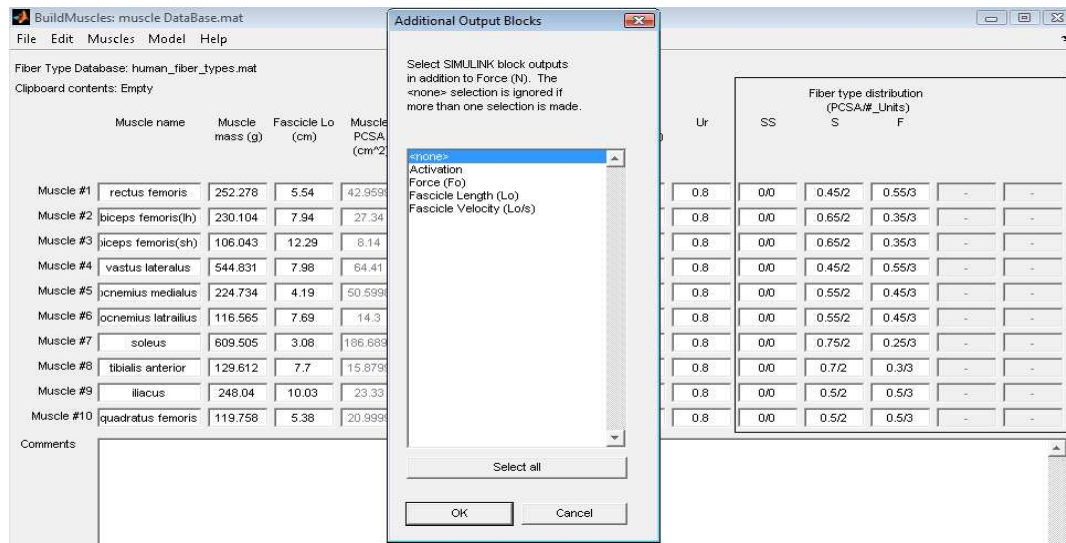
تتطلب كلاً من التفعيل و التردد كدخل لصندوق النمذجة كما يبين الشكل 4-22. الدخل الترددي يلزم ليكون تردد بدء التحفيز المطبق على العضلة وهو نفسه المطبق على كل الوحدات المحركة، وتجدر الإشارة هنا إلى أن التفعيل هو عبارة عن القوة النسبية للمحفز (Stimulus). توظف الوحدات المحركة ضمن الليف العضلي بحسب طريقة إدراجها في قاعدة البيانات. بكل الأحوال لا يوجد هنا امتيازات لرتبة التوظيف، بدلاً من ذلك الوحدات المحركة تكون موظفة بحيث تساوي نسبة كل نوع ليفي موظف. حيث يتم المحافظة على العلاقة الخطية ما بين (PCSA) الجزئية الموظفة و التفعيل وأسلوب التوظيف المتبع هو توظيف الكل أو لا شيء (All_or_non fashion).



الشكل 4-22 نموذج العضلات المبني باستخدام إستراتيجية توظيف الإثارة الكهربائية الوظيفية (Intramuscular FES)

10.4.4. النواتج الإضافية Additional Outputs

يعطى المستخدم إمكانية إضافة أكثر من خرج لصندوق المحاكاة (SIMULINK) إضافة إلى الخرج الأساسي الذي هو عبارة عن القوة $F(N)$ وذلك عن طريق الخيار (Set additional SIMULINK block outputs) ضمن القائمة المنسدلة (Model) في الواجهة التفاعلية لتابع بناء نماذج العضلات، حيث تقيد هذه الخيارات الإضافية وتكون ضرورية لدى بعض المستخدمين الذين يحتاجون مثل هذه الخيارات من أجل التزويد بتغذية خلفية كما هو الحال في الدارة العصبية. هذه الخيارات هي: التفعيل، طول الحزمة (L_0)، سرعة تقلص الحزمة (L_0/s) والقوة الكامنة (F_0)، وذلك كما يبينه الشكل 23-4.



الشكل 23-4 كيفية إضافة نواتج إضافية لصندوق نموذج العضلة

5.4. الخاتمة

تم في هذا الفصل توضيح مفصل لكيفية بناء نماذج العضلات باستخدام برنامج (VM) وما يرافقه من معاملات و بارامترات، من بداية بناء النموذج وصولاً إلى الشكل الصندوقي المستخدم في بيئة الـMatlab/Simulink والذي يمكن دمج و استخدامه داخل النظام التحكم.

الفصل الخامس

نمذجة العضلات

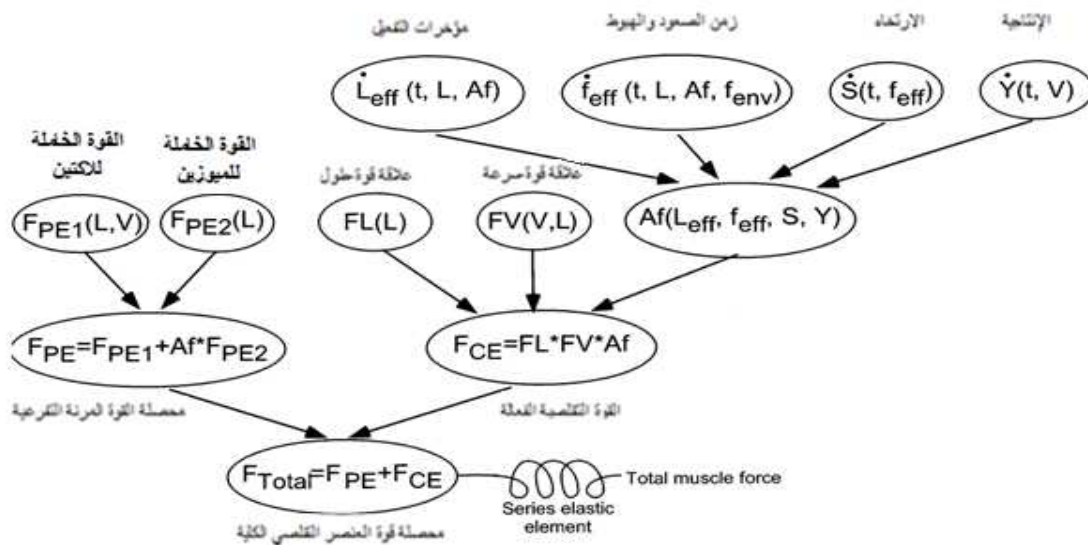
نمذجة العضلات

1.5 المقدمة

تمتلك العضلات خصائص فزيولوجية ووظيفية تمكنها من القيام بقيادة حركات الجسم المختلفة مما يجعلها المكون الأساسي لعرض ونمذجة حركات الجسم المختلفة. لذلك تم بذل الجهود الحثيثة من أجل تطوير نماذج للعضلات بهدف زيادة الواقعية والدقة في مجال واسع من تطبيقات الميكانيك الحيوي [13]. تعتبر العضلات الهيكلية من الأنسجة الفعالة التي تولد القدرة التي تؤدي إلى حركات الجسم المختلفة. وكما أسلفاً سابقاً فقد كان العالم Hill من أول الأشخاص الذين سعوا لإيجاد نماذج ميكانيكية تجريبية تعتمد على فزيولوجية العضلة وذلك عام 1924 حيث تميز هذا النموذج باعتماده على الفهم الظاهري العيني لآلية التقصص العضلي. ثم قام بعد ذلك العالم Huxley عام 1957 ببناء نموذج الذي اعتمد على الفهم المجهرى لآلية التقصص العضلي. في عام 2000 قام مجموعة من الباحثين ببناء برنامج تصميم نماذج العضلات الافتراضية (VM) والذي اعتمد بشكل أساسي على نماذج Hill لبناء العضلات [14].

2.5 تمثيل خصائص العضلة ومكوناتها

يمكن تمثيل النموذج النهائي للعضلة بثلاث مستويات متزايدة من البيانات كما هي موصوفة في المقاطع التالية التي يبينها الشكل 1-5.

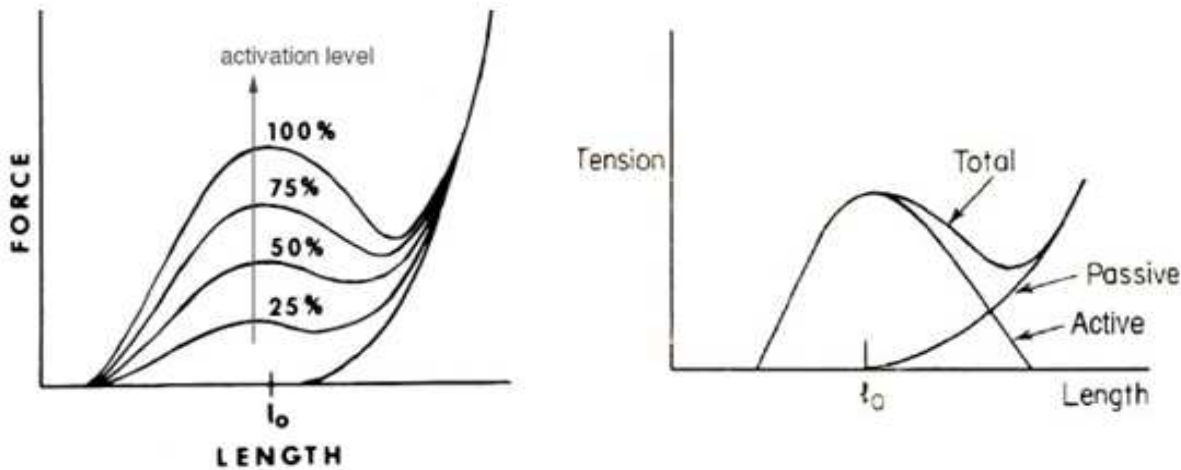


الشكل 1-5 مستويات التتابع المستخدمة في بناء نماذج العضلات [14]

إن كل كتلة في الشكل 1-5 تمثل عملية فيزيولوجية يتم توصيفها عن طريق توابع رياضية. من جهة أخرى تمثل بارامترات الخرج لإحدى العمليات كبارامترات دخل لعمليات أخرى محتواة ضمن الكتل المرتبة من التدرج الذي ينتهي في القاعدة مع محصلة خرج القوة للعنصر التقلصي. كما تبين المعادلات الموجودة في الشكل 1-5 [15].

1.2.5 دراسة تأثير علاقة قوة - طول (FL) على القوة الكلية للعضلة (F_{Total})

يمكن من خلال الشكل 2-5 أن نلاحظ أن قوة العضلة الكلية هي عبارة عن مجموع القوة الفعالة الناتجة عن التقلص العضلي والقوة الخاملة (الكامنة) لكل من العضلة والوتر. بحيث تكون القوة الخاملة كما نلاحظ من خلال نفس الشكل مهمة من أجل الأطوال الأقل من الطول (L_0) أي الطول في حالة الراحة [13]. كما أن القوة الفعالة تخضع للعلاقة (FL) للعضلة وتقيس مستوى تفعيل العضلة وذلك كما يبين الشكل 3-5.



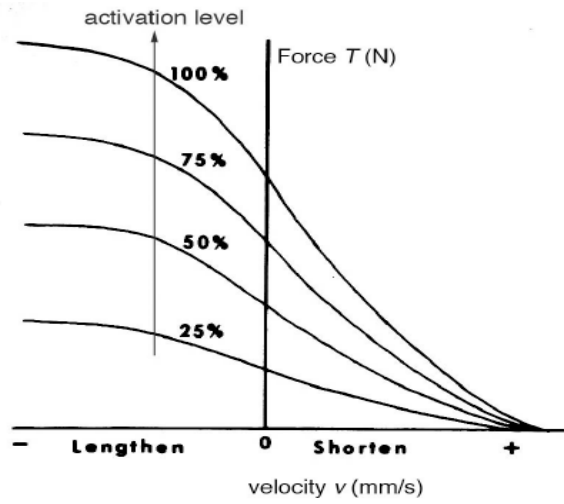
الشكل 3-5 خاصة القوة - طول (FL) [13]

الشكل 2-5 محصلة القوة العضلية [13]

2.2.5 دراسة تأثير علاقة قوة - سرعة (FV) على القوة الكلية للعضلة (F_{Total})

يبين الشكل 4-5 تأثير السرعة على محصلة قوة العضلة ويمكن ملاحظة أن :

- القوة تكون أعظم خلال التمدد أكثر من التناقص خلال التقلص.
- عند أعظم سرعة تناقص (V)، تكون أصغر قوة (هذا ما يفسر لنا لماذا لا نستطيع رفع الأجسام الثقيلة بسرعة).
- في نظام التناقص يكون خرج الطاقة الميكانيكية أعظمي عندما تكون كلاً من قيم القوة والسرعة حول قيم ثلث حدها الأقصى [13].



الشكل 4-5 خاصة القوة- سرعة (FV) [13]

3.5. معادلات ومعاملات نموذج العضلة:

المعادلات ومعاملاتها المستخدمة في هذا النموذج كما هي مبينة في الجدول 1-5 [42,41,38,15,14].

الجدول 1-5 المعادلات الرياضية ومعاملاتها المستخدمة في برنامج (VM) لبناء نماذج العضلات الافتراضية [42,41,38,15,14]

Curve	Slow-twitch muscle constants				Fast-twitch muscle constants			
<u>Tendon elasticity</u> مرونة الوتر $\bar{F}_{se}(\bar{L}_{se}) = c^T k^T \ln \left\{ \exp \left[\frac{\bar{L}_{se} - L_r^T}{k^T} \right] + 1 \right\}$	c^T	k^T	L_r^T		c^T	k^T	L_r^T	
	27.8	.0047	0.964		27.8	.0047	0.964	
<u>Parallel elastic element</u> العنصر المرن التفرعي $\bar{F}_{pel}(\bar{L}_{ce}, \bar{V}_{ce}) = c_1 k_1 \ln \left\{ \exp \left[\frac{\bar{L}_{ce}/\bar{L}_{ce}^{\max} - L_{r1}}{k_1} \right] + 1 \right\} + \eta \bar{V}_{ce}$	c_1	k_1	L_{r1}	η	c_1	k_1	L_{r1}	η
	23	0.046	1.17	0.01	23	0.046	1.17	0.01
<u>Thick filament compression</u> سماكة الخييط المضغوط $\bar{F}_{pe2}(\bar{L}_{ce}) = c_2 \{ \exp[k_2(\bar{L}_{ce} - L_{r2})] - 1 \}, \quad \bar{F}_{pe2} \leq 0$	c_2	k_2	L_{r2}		c_2	k_2	L_{r2}	
	-0.02	-21.0	0.70		-0.02	-21.0	0.70	
<u>Force-length</u> علاقة القوة - طول $FL(\bar{L}_{ce}) = \exp \left(- \left \frac{\bar{L}_{ce}^{\beta} - 1}{\omega} \right ^{\rho} \right)$	ω	β	ρ		ω	β	ρ	
	1.12	2.30	1.62		0.75	1.55	2.12	
<u>Force-velocity</u> علاقة القوة - سرعة $FV(\bar{V}_{ce}, \bar{L}_{ce}) = \begin{cases} (V_{\max} - \bar{V}_{ce}) / [V_{\max} + (c_{v0} + c_{v1} \bar{L}_{ce}) \bar{V}_{ce}], & \bar{V}_{ce} \leq 0 \\ [b_v - (a_{v0} + a_{v1} \bar{L}_{ce} + a_{v2} \bar{L}_{ce}^2) \bar{V}_{ce}] / (b_v + \bar{V}_{ce}), & \bar{V}_{ce} > 0 \end{cases}$	$V_{\max}$	c_{v0}	c_{v1}		$V_{\max}$	c_{v0}	c_{v1}	
	-7.88	5.88	0		-9.15	5.70	9.18	
	a_{v0}	a_{v1}	a_{v2}	b_v	a_{v0}	a_{v1}	a_{v2}	b_v
	-4.70	8.41	-5.34	0.35	-1.53	0	0	0.69
<u>Activation delay modeled by effective length</u> $\dot{\bar{L}}_{ce}^{eff^i}(t) = \frac{[\bar{L}_{ce}(t) - \bar{L}_{ce}^{eff^i}(t)]^3}{T_L(1 - Af^i)}$ مؤخر التفعيل المنمذج عن طريق الطول الفعال	T_L (ms)				T_L (ms)			
	0.088				0.088			
<u>Yield</u> الإنتاجية $\dot{Y}(t) = \frac{1 - c_Y \left[1 - \exp \left(- \frac{ \bar{V}_{ce} }{V_Y} \right) \right] - Y(t)}{T_Y}$	c_Y	V_Y	T_Y (ms)		—	—	—	
	0.35	0.1	200					
<u>Sag</u> الارتخاء $\dot{S}^i(t, f_{eff}^i) = \frac{a_S - S^i(t)}{T_S}, \quad a_S = \begin{cases} a_{S1}, f_{eff}^i(t) < 0.1 \\ a_{S2}, f_{eff}^i(t) \geq 0.1 \end{cases}$	—	—	—		a_{S1}	a_{S2}	T_S (ms)	
					1.76	0.96	43	

<u>Rise and fall time</u> زمن الصعود و الهبوط $\dot{f}_{int}^i(t, f_{env}^i, \bar{L}_{ce}) = \frac{f_{env}^i(t) - f_{int}^i(t)}{T_f^i}$ $\dot{f}_{eff}^i(t, f_{int}^i, \bar{L}_{ce}) = \frac{f_{int}^i(t) - f_{eff}^i(t)}{T_f^i}$ $T_f^i = \begin{cases} T_{f1} \bar{L}_{ce} + T_{f2} f_{env}^i(t), & \dot{f}_{eff}^i \geq 0 \\ (T_{f3} + T_{f4} A f^i) / \bar{L}_{ce}, & \dot{f}_{eff}^i < 0 \end{cases}$	$T_{f1}(\text{ms})$ 34.3 $T_{f3}(\text{ms})$ 47.0 $T_{f2}(\text{ms})$ 22.7 $T_{f4}(\text{ms})$ 25.2	$T_{f1}(\text{ms})$ 20.6 $T_{f3}(\text{ms})$ 28.2 $T_{f2}(\text{ms})$ 13.6 $T_{f4}(\text{ms})$ 15.1
<u>Activation-frequency relation, with effective length</u> $A f^i = \begin{cases} A f^i(f_{eff}^i, \bar{L}_{ce}^{eff}, \bar{V}_{ce}) = 1 - \exp\left[-\left(\frac{Y f_{eff}^i}{a_f n_f}\right)^{n_f}\right], & slow \\ A f^i(f_{eff}^i, \bar{L}_{ce}^{eff}) = 1 - \exp\left[-\left(\frac{S^i f_{eff}^i}{a_f n_f}\right)^{n_f}\right], & fast \end{cases}$ $n_f^i = n_{f0} + n_{f1} \left(\frac{1}{\bar{L}_{ce}^{eff}} - 1 \right)$ <u>Activation-frequency relation, no effective length</u> $\begin{cases} A f^i(f_{eff}^i, \bar{L}_{ce}, \bar{V}_{ce}) = 1 - \exp\left[-\left(\frac{Y f_{eff}^i}{a_f n_f}\right)^{n_f}\right], & slow \\ A f^i(f_{eff}^i, \bar{L}_{ce}) = 1 - \exp\left[-\left(\frac{S^i f_{eff}^i}{a_f n_f}\right)^{n_f}\right], & fast \end{cases}$ $n_f^i = n_{f0} + n_{f1} \left(\frac{1}{\bar{L}_{ce}} - 1 \right)$	a_f 0.56 n_{f0} 2.11 n_{f1} 5.00	a_f 0.56 n_{f0} 2.11 n_{f1} 3.33
<u>Effective activation</u> التفعيل المؤثر (الفعال) $\dot{U}_{eff} = \frac{U - U_{eff}}{T_U}, \quad T_U = \begin{cases} T_{U1} & U \geq U_{eff} \\ T_{U2} & U < U_{eff} \end{cases}$	$T_{U1}(\text{ms})$ 30 $T_{U2}(\text{ms})$ 150	$T_{U1}(\text{ms})$ 30 $T_{U2}(\text{ms})$ 150

Notes: Top bar $\bar{x}$ denotes the normalized variable x (forces by maximum isometric tetanic muscle force F_0 , lengths and velocities by optimal fascicle length or optimal tendon length [L_{ce0} or L_{se0}]); superscript x^i denotes the i^{th} motor unit specific variable x .

4.5 تفاصيل وبيانات خوارزمية التوظيف (الإثارة الكهربائية الوظيفية ضمن العضلة FES):

تحاكي هذه الخوارزمية استخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية الحقيقية ضمن العضلة بحيث تستند على افتراض أن الفروع العصبية الصغيرة للوحدات المحركة ضمن بطن العضلة (الألياف العضلية) لا تكون موظفة بأي ترتيب مميز للألياف [43]. و يكون هناك وحدة محركة واحدة لكل نوع ليفي تمثل كامل توزع الوحدات المحركة لهذا النوع. فعلى سبيل المثال إذا كان لدينا عضلة مكونة من (30%) ألياف عضلية بطيئة و (70%) ألياف عضلية سريعة، فإن الأعداد $(0.3/X)$ و $(0.7/y)$ ينبغي إضافتها ضمن أعمدة بيانات أنواع الألياف العضلية في الواجهة التفاعلية لتابع بناء نماذج العضلات التي تعطى أسماء على شكل رموز وهي (S) للإشارة إلى نوع الألياف العضلية البطيئة و (F) لأنواع الألياف العضلية السريعة، بحيث أن كلاً من (x, y) يمثلان عدد الوحدات المحركة لكل نوع من الألياف العضلية. الجدير بالملاحظة بأن هذه الخوارزمية تحول التردد المدخل من قبل المستخدم بوحدة (pps) إلى تردد لابعدي داخلي بوحدة هي $(f_{0.5})$ (الذي يعرف بأنه التردد الذي ينتج نصف القوة اللائقاصرية التكرزية).

1.4.5 تردد التحفيز

إن تردد التحفيز المختار من أجل تردد الإثارة الكهربائية الوظيفية المحدد يتم بشكل اعتيادي مقارنته ما بين التردد العالي والكافي لتجنب الاهتزاز الناتج من النفصات العضلية غير المرغوب بها و التردد الأدنى والكافي لتخفيض التعب العضلي إلى الحد الأدنى. بحيث أن كلا العاملين السابقين يشكلان هدف مؤثر في المرضى السريريين الذين يخضعون لتدريب باستخدام (FES)، حيث يوصى باستخدام تردد تحفيز بقيمة (20 Hz) وذلك كتردد مؤثر من أجل التطبيقات السريرية الواقعية [38].

5.5 تحديد عضلات الطرف السفلي اللازم نمذجتها

لقد تم اختيار عضلات الطرفين السفليين اللازمة لتوازن نموذج جسم الإنسان المبني بالاعتماد على المرجعين [45,44]، حيث تبين أن العضلات اللازمة من أجل توازن النموذج واستمرار وقوفه هي:

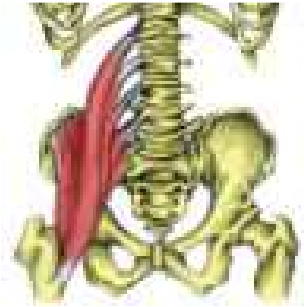
1.5.5 عضلات مفصل الورك

- العضلة الإليوية الكبرى (gluteus maximus 2): حيث تنشأ هذه العضلة من الوجه الخارجي للحرقة وترتكز جزئياً على الأحدوية الإليوية لعظم الفخذ ورئيسياً على السبيل الحرقفي الظنبوبي. حيث تعتبر هذه العضلة مسؤولة عن بسط مفصل الورك كما تساعد على حفظ مفصل الركبة في حالة البسط وهي ناصبة للجذع. حيث يبينها الشكل 5-5:



الشكل 5-5 العضلة الإليوية الكبرى

- العضلة الحرقفية (iliacus): تنشأ من القسم العلوي للحفرة الحرقفية وترتكز على المدور الصغير، كما في الشكل 6-5:



الشكل 6-5 العضلة الحرقفية

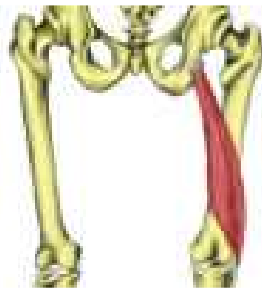
2.5.5 عضلات مفصلي الورك و الركبة

- العضلة المستقيمة الفخذية (Rectus femoris): تنشأ هذه العضلة من الشوكة الحرقفية الأمامية السفلية وبوتر منعطف من الحرقفة أعلى الجرف الحقي، في حين يرتكز قسم من الوتر على قاعدة الرضفة بينما يرتكز القسم الآخر على الأحدوبة الظنبوبية. تعمل هذه العضلة على قبض الفخذ عند مفصل الورك، كما في الشكل 5-7:



الشكل 5-7 العضلة المستقيمة الفخذية

- العضلة ذات الرأس الطويل من العضلة ذات الرأسين الفخذية (Biceps femoris long) تنشأ هذه العضلة من الحدة الإسكية، تمتد بعض أليافها حتى الرباط العجزي الحدي. في حين ترتكز هذه العضلة على رأس الشظية ولفافة الساق. تلعب هذه العضلة دوراً أساسياً في بسط الفخذ عند مفصل الورك، كما يمكن لهذه العضلة أن تلعب دوراً في بسط الجذع. حيث يبين الشكل 5-8 العضلة ذات الرأسين الطويل و القصير.



الشكل 5-8 العضلة ذات الرأس الطويل من العضلة ذات الرأسين الفخذية

3.5.5 عضلات مفصل الركبة

- العضلة المتسعة الوحشية (Vastus lateralis): وهي عضلة سميكة يشمل منشؤها الخط بين المدورين والمدور الكبير والأحدوية الإليوية والقسم العلوي من الشفة الوحشية للخط الخشن والحاجز اللفافي العميق الوحشي. في حين ترتكز ألياف هذه العضلة على الحافة الوحشية للرضفة والرباط الرضفي واللقمة الوحشية للظنوب. وذلك كما في الشكل 5-9:



الشكل 5-9 العضلة المتسعة الوحشية

- العضلة ذات الرأس القصير من العضلة ذات الرأسين الفخذية (Biceps femoris short): منشأ هذه العضلة هو الشفة الوحشية للخط الخشن والحرف فوق اللقمة الوحشية لجسم عظم الفخذ ومن الحاجز بين العضلي الوحشي، أما المرتكز فهو يشكل نفس مرتكز العضلة ذات الرأس الطويل كونهما يجتمعان على نفس المرتكز بوتر مشترك.

4.5.5 عضلات مفصلي الركبة والكاحل

- العضلة الساقية الأنسية (medial gastrocnemius): تنشأ من القسم العلوي للقامة الفخذية. ترتكز هذه العضلة على الوجه الخلفي للعقب عن طريق الوتر العقبى.
 - العضلة الساقية الوحشية (lateral gastrocnemius) : تنشأ من القسم العلوي الوحشي للقامة الوحشية للفخذ، في حين يكون لها نفس مرتكز العضلة الساقية الأنسية.
- حيث يبين الشكل 5-10 شكل العضلة بنصفيها الأنسي و الوحشي:



الشكل 10-5 العضلة الساقية

5.5.5 عضلات مفصل الكاحل

- العضلة النعلية (Soleus) : وهي عضلة مسطحة وسميكة تتوضع أمام العضلة الساقية، تنشأ هذه العضلة من الوجة الخلفي لرأس الشظية ومن الربع العلوي من الوجة الخلفي لجسم الشظية ومن الحاجز بين العضلي الخلفي ويمكن أن يكون لها منشأ آخر، في حين يلتحم وتر العضلة النعلية مع الصفيحة الوترية للعضلة الساقية لتشكل الوتر العقبى الذي يرتكز على القسم الخلفي من العقب حيث يكون منفصلاً عن العقب بجراب. تساهم هذه العضلة في بسط الكاحل. كما يبينها الشكل 11-5:



الشكل 11-5 العضلة النعلية

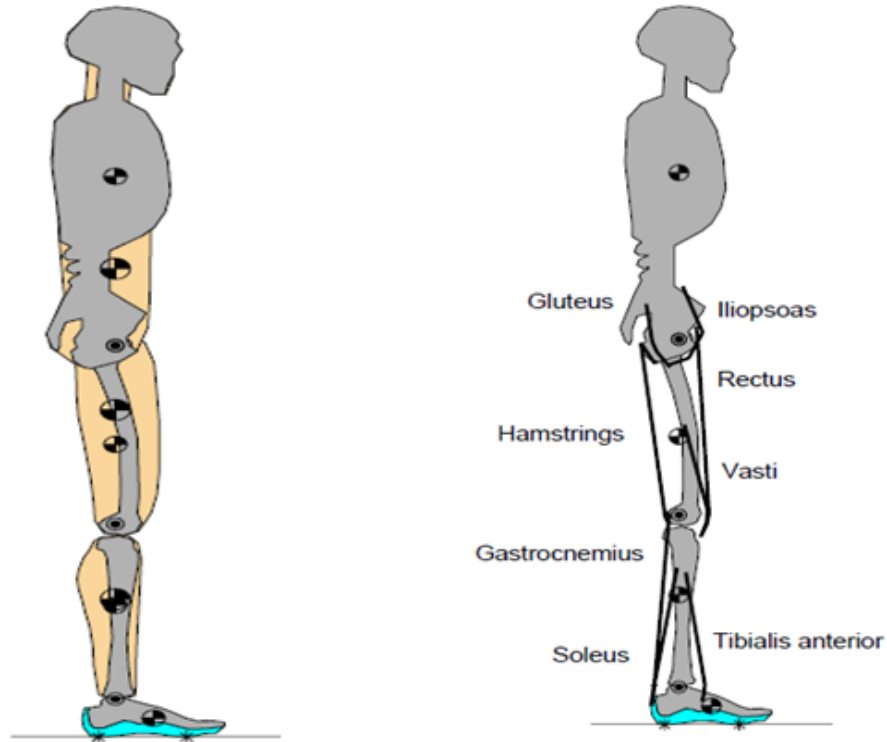
- العضلة الظنبوبية الأمامية (Tibialis anterior): تنشأ من الثلثين العلويين من الوجة الوحشي من الظنبوب وكذلك من لقمة الظنبوب الوحشية ومن الجزء العلوي الإنسي للغشاء بين العظام ومن الوجة العميق للفاقة الساق، كما ترتكز على الجانب الإنسي للإسفيني الإنسي وعلى قاعدة المشطي الأول. تعمل هذه العضلة على قبض القدم عند مفصل الكاحل. كما في الشكل 12-5:



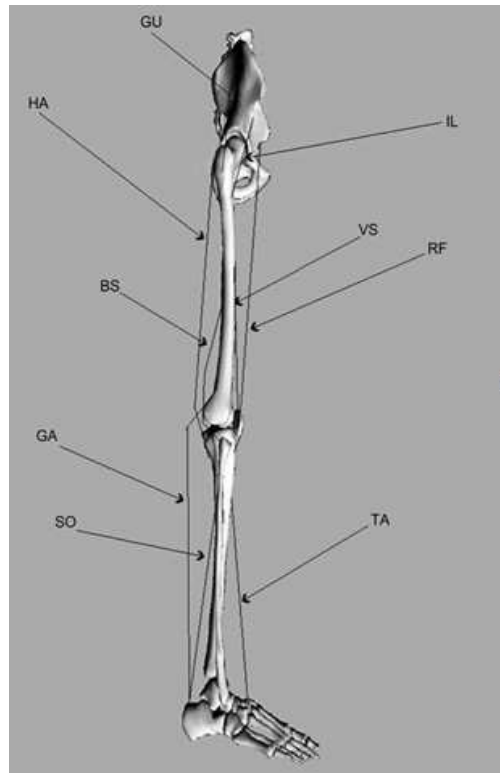
الشكل 5-12 العضلة الظنبوبية الأمامية

بعد ذلك تم تقسيم العضلات إلى مجموعات كلاً منها مسؤول عن بسط وقبض مفصل معين [45,44]، وذلك كما يلي وكما يوضح الشكلان 5-13 و 5-14:

- العضلات القابضة لمفصل الورك هي:
العضلة المستقيمة الفخذية و العضلة الحرقفية (RF + IL).
- العضلات الباسطة لمفصل الورك هي:
العضلة ذات الرأس الطويل من العضلة ذات الرأسين الفخذية و
العضلة الإليوية الكبرى (BS(lh) + GU).
- العضلات القابضة لمفصل الركبة وهي:
العضلة ذات الرأس الطويل من العضلة ذات الرأسين و العضلة
ذات الرأس القصير من العضلة ذات الرأسين الفخذية و العضلة
الساقية الإنسية و الوحشية (BS(lh) + GA + BS(sh)).
- العضلات الباسطة لمفصل الركبة هي:
العضلة المستقيمة الفخذية و العضلة المتسعة الوحشية (RF + VS).
- العضلات القابضة لمفصل الكاحل هي:
العضلة الظنبوبية الأمامية (TA).
- العضلات الباسطة لمفصل الكاحل هي:
العضلة الساقية الإنسية و الوحشية و العضلة النعلية (GA + SO).



الشكل 5-13 العضلات المسؤولة عن قبض وبسط مفاصل الطرفين السفليين



الشكل 5-14 رموز العضلات المسؤولة عن قبض وبسط مفاصل الطرفين السفليين

6.5 مرحلة جمع بارامترات العضلات اللازمة من أجل بناء نماذج العضلات

في عام 1990 قام الباحثون Yamaguchi et al. بالبحث عن قيم البارامترات التجريبية لمكونات العضلات من ألياف وأوتار وذلك على أشخاص بأعمار وأوزان مختلفة من كلا الجنسين، وذلك بهدف إيجاد نموذج للعضلات [46]. واستطاعوا التوصل إلى البارامترات التجريبية لكامل عضلات الجسم تقريباً، حيث قاموا بترتيب هذه البارامترات ضمن جداول مرتبة على شكل خمس مجموعات لكامل عضلات الجسم كانت مرتبة على الشكل التالي:

البارامترات التجريبية لعضلات الطرف السفلي.

البارامترات التجريبية لعضلات الجذع.

البارامترات التجريبية لعضلات الطرف العلوي.

البارامترات التجريبية لعضلات اليد.

البارامترات التجريبية لعضلات الرأس والعنق.

وبذلك تم استخدام جزء كبير من البارامترات التجريبية لعضلات الطرف السفلي من أجل بناء نماذج لعضلات الطرفين السفليين عند الإنسان بحيث تم ترتيبها كما يبين الجدول 5-2. فقد قام كلا من Friedrich و Brand عام 1990 بتشريح الساقين عند حائتين مدروستين وهما [46]:

(1) الحالة الأولى: كانت لرجل عمره 37 سنة، وطوله 183 cm، ووزنه 91 kg.

(2) أما الحالة الثانية: فكانت امرأة عمرها 63 سنة، و طولها 168 cm، وزنها 59 kg.

الجدول 5-2 البارامترات المستخدمة من أجل بناء نماذج عضلات الطرفين السفليين

Muscle name	Mass(g)	Muscle length (cm)	Fiber length(cm)	Volume (ml)	Muscle PCSA (cm ²)	Pennation angle(Deg)	Tendon length (cm)	L _{Max} ^{MT} (cm)	Fiber (S)%	Fiber (F)%
RF	252.278	33.2	5.54	288	42.96	5	27.68	32.812	45	55
BS(lh)	230.104	29.3	7.94	217	27.34	0	21.36	29.145	65	35
BS(sh)	106.043	20.5	12.29	100	8.14	23	9.18	21.8	65	35
VS	544.831	30.5	7.98	514	64.41	5	22.55	30.328	45	55
GA(M)	224.734	23.5	4.19	212	50.60	17	19.5	23.61	55	45
GA(L)	116.565	23	7.69	110	14.30	8	15.38	23.154	55	45
SO	609.505	37	3.08	575	186.69	25	34.2	36.612	75	25
TA	129.612	29	7.7	130	15.88	7	21.35	28.896	70	30
IL	248.04	26	10.03	234	23.33	7	16.044	26.132	50	50
GU	304.265	15.5	14.21	288	20.20	0	1.3	16.158	50	50

فكانت بارامترات الحالة الأولى هي الأنسب لدراستنا، و كانت البارامترات التي تم جمعها بالاعتماد على المرجع [46] عبارة عن (الطول الكلي للعضلة، الطول المثالي للألياف العضلية، الزاوية الريشية، حجم العضلة، المساحة المقطعية، وأخيراً نسبة الأنواع الليفية بكل عضلة) وهذه البارامترات طبعاً غير كافية لبناء نماذج العضلات حيث أننا مازلنا بحاجة إلى كلاً من (الطول المثالي للوتر، الطول الأعظمي للعضلة و وزن العضلة). فمن أجل الحصول على وزن العضلة قمنا باستخدام المعادلة 1-5 حسب [46]:

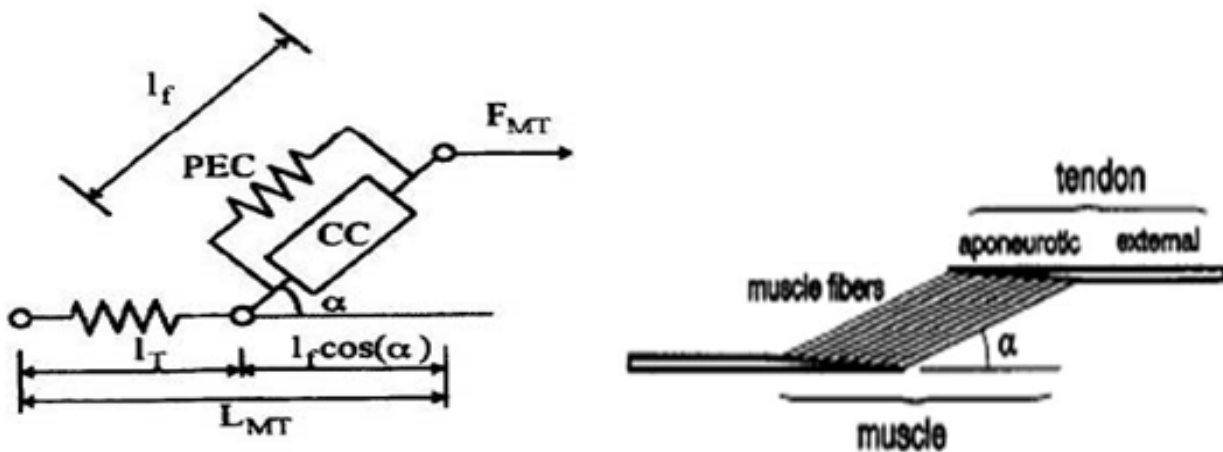
$$PCSA = \frac{m}{\rho l} \Rightarrow m = PCSA * \rho * l \quad \text{---} \quad 1-5$$

حيث (ρ) هي كثافة العضلة وهي تساوي (1.06 g/cm^3) [48,47,40]. بينما تعبر (L) عن الطول المثالي للألياف العضلية (Optimal fiber length) بوحدة (cm).

أما حساب طول الوتر المثالي فيتم حسب المرجع [3] وذلك من خلال المعادلة 2-5 و الموضحة بالشكل 15-4:

$$l_0^{MT} = l_0^T + l_0^f \cos \alpha \quad \text{---} \quad 2-5$$

حيث يعبر (l_0^{MT}) عن الطول الكلي للعضلة، (l_0^f) الطول المثالي لحزمة الألياف العضلية، بينما يعبر (l_0^T) عن الطول المثالي للوتر في حالة التمدد الكامل للعضلة، وجميع الأطوال السابقة تؤخذ بوحدة (cm). في حين أن (α) تمثل الزاوية الريشية للعضلة.



الشكل 15-5 مكونات العضلة الحقيقية و مكونات نموذج العضلة

كما أننا بحاجة لحساب الطول الأعظمي للعضلة (L_{Max}^{MT}) أو ما يسمى الطول الأعظمي للمسار الوتري العضلي عند الحد التشريحي الطرفي للمفصل. يمكن حساب هذا الطول من خلال المعادلة 3-5 حسب المرجع [49].

$$l_{Max}^{MT} = l_{Max}^f + l_{Max}^T \quad \text{-----} \quad 3-5$$

بالتالي يظهر لدينا أننا بحاجة أيضاً لحساب الأطوال الأعظمية لكل من الألياف والوتر، حيث يعطى الطول الأعظمي لحزمة الألياف من خلال المعادلة 4-5 حسب المرجع [50] كما يلي:

$$l_{Max}^f = l_0^f + 0.7 \text{ cm} \quad \text{-----} \quad 4-5$$

بعد ذلك لابد لنا من الحصول على الطول الأعظمي للوتر الذي يعطى بالمعادلة 5-5 حسب [51]:

$$l_{Max}^T = 0.96 \times l_0^T \quad \text{-----} \quad 5-5$$

وبذلك نكون قد أتممنا عملية الحصول على كامل البارامترات الضرورية أنفة الذكر من أجل بناء نماذج العضلات، حيث سنورد مثال نبين فيه كيفية التوصل إلى بارامترات إحدى عضلات الطرف السفلي ولتكن العضلة النعلية (Soleus):

يعطى كلاً من الطول الكلي للعضلة، و الطول المثالي للألياف، والمساحة المقطعية، والزاوية الريشية من خلال المرجع [46] من خلال البيانات التجريبية على الحالة الأولى كما هو مبين:

$$l_0^{MT} = 37 \text{ cm}, l_0^f = 3.08 \text{ cm}, PCSA = 186.69, \alpha = 25^\circ$$

فمن خلال المعادلة 1-5 يمكن حساب كتلة العضلة كما يلي:

$$m = PCSA * \rho * l = 186.69 * 1.06 * 3.08 = 609.505 \text{ g}$$

ننتقل بعد ذلك لحساب الطول المثالي للوتر من خلال المعادلة 2-5:

$$l_0^T = l_0^{MT} - l_0^f \cos \alpha = 37 - 3.08 * \cos 25 = 34.2 \text{ cm}$$

ومن ثم نقوم بحساب الطول الأعظمي لكل من الألياف والوتر حسب المعادلتين 4-5 و 5-5 على التوالي:

$$l_{Max}^f = l_0^f + 0.7 \text{ cm} = 3.08 + 0.7 = 3.78 \text{ cm}$$

$$l_{Max}^T = 0.96 \times l_0^T = 0.96 \times 34.2 = 32.832 \text{ cm}$$

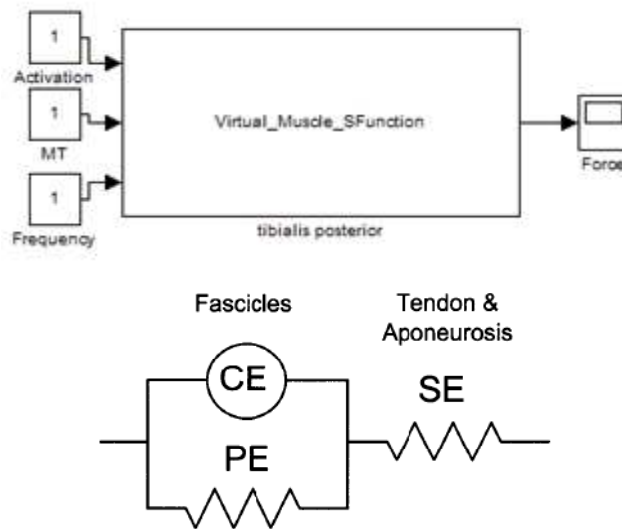
بعد ذلك يمكننا من خلال المعادلة 3-5 الوصول إلى الطول الأعظمي للعضلة:

$$l_{Max}^{MT} = l_{Max}^f + l_{Max}^T = 3.78 + 32.832 = 36.612 \text{ cm}$$

حيث قمنا بعد ذلك بإتباع نفس العمليات الحسابية السابقة من أجل بقية العضلات المراد نمذجتها والتي قمنا بذكرها سابقاً.

بعد القيام بجميع الخطوات السابقة وإدخال جميع البارامترات الضرورية ضمن تابع بناء نماذج العضلات الممثل بالواجهة التفاعلية (GUI) والموضحة سابقاً نبدأ بعد ذلك ببناء نماذج العضلات.

يتم إنشاء نماذج للعضلات باستخدام الواجهة التفاعلية لتابع بناء نماذج العضلات من خلال القائمة المنسدلة (Model) ومن ثم اختيار الأمر (Create SIMULINK Muscle_Block). حيث يظهر نموذج العضلة على شكل كتلة ضمن (SIMULINK) لها ثلاث مداخل وهي (التفعيل، الطول الكلي للعضلة، التردد)، وخرج وحيد هو القوة كما في الشكل 5-16.



الشكل 5-16 شكل نموذج العضلة الظنبوبية الأمامية

من خلال الشكل 5-16 نلاحظ أن العنصر (CE+PE) يمثل حزم الألياف العضلية ضمن بطن العضلة، حيث يظهر من خلال بيئة (Simulink) أن القوة الخارجة من هذان العنصر تحدد بواسطة ثلاث مداخل وهي: (التفعيل، طول الحزمة، سرعة الحزمة). كما أننا نحصل من خلال هذا العنصر على كلاً من القوة الفعالة و القوة الخاملة (الكامنة). أي بتعبير آخر إن هذا العنصر يعبر عن العنصر التقلصي بحيث يحوي ضمنه على الوحدات المحركة الموجودة ضمن العضلة، بحيث أن كل من هذه الوحدات المحركة تساهم بتوليد جزء من قوة العضلة، فيتم أولاً جمع قوة الوحدات المحركة ذات النوع الليفي الواحد لإنتاج قوة خرج النوع الليفي الواحد، ومن ثم تجمع قوى الأنواع الليفية المتعددة لإنتاج قوة خرج مفردة للعنصر التقلصي.

أما بالنسبة للعنصر المرن التسلسلي (SE) فهو مجرد تعبير عن الطول الفعال للأوتار العضلية، ولفافة العضلة أي أن القوة الناتجة من هذا العنصر تعتمد فقط على الطول، ولهذا السبب فإن أي تغيير في طول المسار الوتري العضلي سوف تظهر نتائجه بسرعة على هذا العنصر. أما كتلة العضلة فقد تم تضمينها من أجل منع النظام من عدم الاستقرار لأن العنصران السابقان يعتمدان على بعضهما البعض.

فبعد أن قمنا ببناء نماذج جميع عضلات الطرف السفلي والتي تم اختيارها، فإن الخطوة التالية هي نمذجة عزوم هذه العضلات (Torques) المطبقة على المفاصل (Joints) من أجل أن تقوم هذه العضلات بعمليات البسط والقبض لكل من الفخذ و الساق و القدم عند المفاصل الثلاثة على التوالي (الورك، الركبة، الكاحل) بالتالي لا بد من القيام بنمذجة ذراع العزم (Moment Arm) الخاص بكل عضلة من أجل الحصول على العزم.

تعطى معادلة العزم المطبق على المفصل من خلال المراجع [53,52,9] وذلك كما هو مبين في المعادلة 5-6.

$$T = F \times L \quad (Nm) \quad \text{---} \quad 5-6$$

حيث يعبر (T) عن العزم المطبق على المفصل بوحدة (Nm)، بينما (F) هي القوة الكلية المتولدة عن العضلة بوحدة (N)، في حين يعبر (L) عن ذراع العزم بوحدة (m).

فمن خلال المعادلة 5-6 نلاحظ أننا بحاجة لحساب ذراع العزم، فمن خلال المراجع [44,9] تمكنا من الحصول على ذراع العزم اللازم لكل عضلة لكي تعطي العزم المناسب المطبق على المفصل بحيث تنتج بعد ذلك عمليات القبض أو البسط لذلك المفصل.

وقد تبين أن هذه الأذرع تعطي على شكل دوال جبرية تابعة لزاوية تغير موضع المفصل، وفيما يلي نورد الذراع المناسب لكل عضلة من عضلات الطرف السفلي التي قمنا ببناء نماذجها:

أولاً: بالنسبة لمفصل الورك:

- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة الحرقفية (Iliacus) يعطى من خلال المعادلة 7-5 كما يلي:

$$L_{1H} = 0.00233\varphi_H^2 - 0.00223\varphi_H - 0.0275 \quad \text{--- 7-5}$$

- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة الأليوية الكبرى (Gluteus Maximus) على مفصل الورك يعطى من خلال المعادلة 8-5 كما يلي:

$$L_{2H} = -0.0098\varphi_H^2 - 0.0054\varphi_H + 0.0413 \quad \text{--- 8-5}$$

- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة ذات الرأس الطويل من العضلة ذات الرأسين الفخذية (Biceps femoris long) فيعطى من خلال المعادلة 9-5 كما يلي:

$$L_{3H} = -0.020\varphi_H^2 - 0.024\varphi_H + 0.055 \quad \text{--- 9-5}$$

- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة المستقيمة الفخذية (Rectus femoris) على مفصل الورك تبينه المعادلة 10-5:

$$L_{5H} = 0.025\varphi_H^2 + 0.41\varphi_H - 0.040 \quad \text{--- 10-5}$$

ثانياً بالنسبة لمفصل الركبة :

- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة ذات الرأس الطويل من العضلة ذات الرأسين الفخذية (Biceps femoris long) على مفصل الركبة فيعطى من خلال المعادلة 11-5:

$$L_{3K} = -0.0098\varphi_K^2 + 0.027\varphi_K + 0.028 \quad \text{--- 11-5}$$

- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة ذات الرأس القصير من العضلة ذات الرأسين الفخذية (Biceps femoris short) على مفصل الركبة فيعطى من خلال المعادلة 12-5:

$$L_{4K} = -0.008\varphi_K^2 + 0.027\varphi_K + 0.014 \quad \text{--- 12-5}$$

- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة المستقيمة الفخذية (Rectus femoris) على مفصل الركبة تبينه المعادلة 13-5:

$$L_{5K} = -0.058 \exp(-0.2\varphi_K^2) \sin \varphi_K - 0.0284$$

----- 13-5
- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة المتسعة الوحشية (Vastus lateralis) يعطى من خلال المعادلة 14-5:

$$L_{6K} = -0.070 \exp(-0.2\varphi_K^2) \sin \varphi_K - 0.0250$$

----- 14-5
- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة الساقية الأنسية والوحشية (Medial and lateral gastrocnemius) على مفصل الركبة، يعطى من خلال المعادلة 15-5 وفق ما يلي:

$$L_{7K} = 0.018$$

----- 15-5

ثالثا بالنسبة لمفصل الكاحل:
- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة الساقية الأنسية والوحشية (Medial and lateral gastrocnemius) على مفصل الكاحل، يعطى من خلال المعادلة 16-5 وفق ما يلي:

$$L_{7A} = 0.053$$

----- 16-5
- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة النعلية (Soleus) على مفصل الكاحل يعطى من خلال المعادلة 17-5 كما يلي:

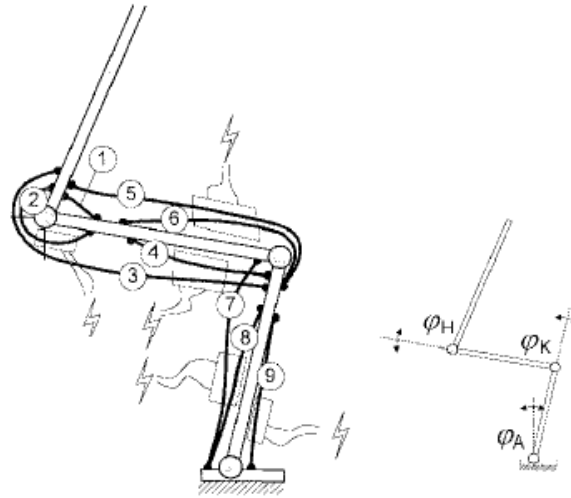
$$L_{8A} = 0.035$$

----- 17-5
- الذراع اللازم لتوليد عزم العضلة الظنبوبية الأمامية (Tibialis anterior) على مفصل الكاحل، تعطى من خلال المعادلة 18-5:

$$L_{A9} = 0.013\varphi_A - 0.035$$

----- 18-5

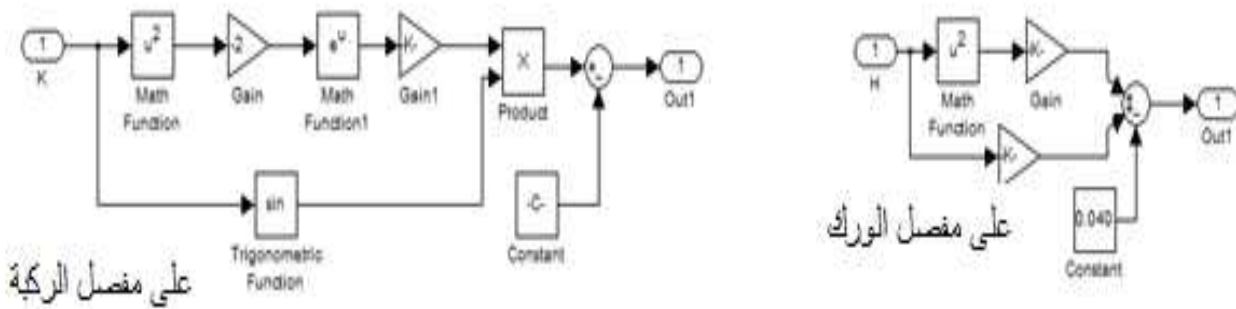
وبذلك نكون قد حصلنا على معادلات أذرع العزم كما يبين الشكل 4-17، حيث تعبر (φ) عن زاوية موضع المفصل بالراديان.



الشكل 17-5 أذرع العزم لكلاً من عضلات الطرفين السفليين و زوايا المفاصل الثلاثة [44]
(ورك، ركبة، كاحل)

7.5 نمذجة أذرع العزم

بعد الحصول على معادلات أذرع العزم لابد من القيام بنمذجة هذه المعادلات ضمن بيئة (SIMULINK) بحيث نكون بذلك قد أتممنا نمذجة مكونات العزم والتي هي عبارة عن القوة الكلية للعضلة وذراع العزم. وكما يبين الشكل التالي ذراع عزم العضلة المستقيمة الفخذية (Rectus femoris) على كلاً من مفصلي الورك والركبة على التوالي كما يبينه الشكل 18-5:

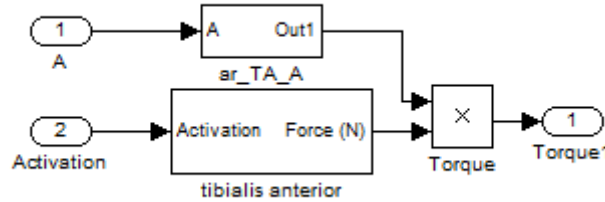


الشكل 18-5 شكل أذرع العزم على مفصلي الورك والركبة ضمن بيئة (Matlab/Simulink)

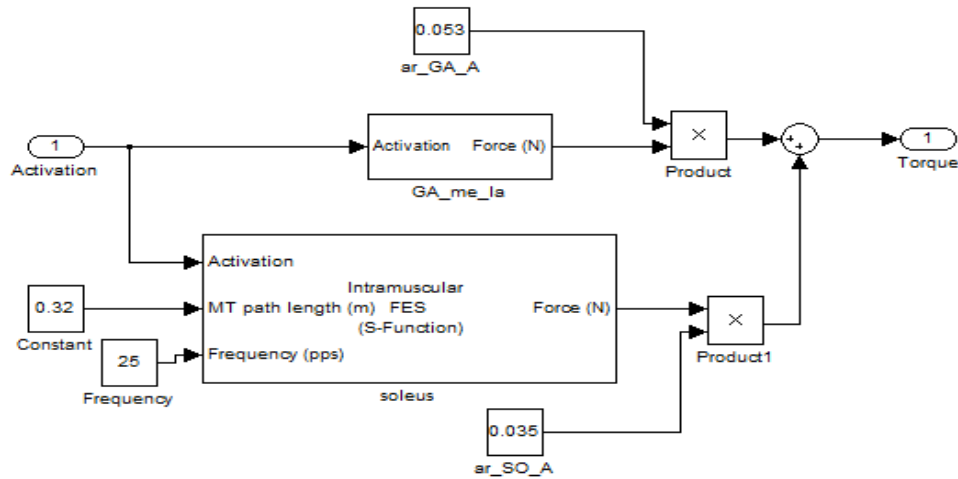
وبنفس الطريقة التي يوضحها الشكل 18-5 نقوم بنمذجة جميع المعادلات السابقة بحيث نحصل على نمذجة جميع أذرع العزم التي تلزمنا لجميع العضلات التي قمنا بنمذجتها مسبقاً.

8.5 نمذجة عزوم العضلات

تعتبر هذه الخطوة عبارة عن نمذجة للمعادلة 5-6 ضمن بيئة (SIMULINK) والتي يبينها الشكلين 5-19 و 5-20:



الشكل 5-19 العزم الناتج عن العضلة الظنبوبية الأمامية



الشكل 5-20 العزوم الناتجة عن كلاً من العضلة النعلية والعضلة الساقية الأنسية والوحشية

حيث يبين الشكل 5-19 العزم الناتج عن العضلة الظنبوبية الأمامية (Tibialis anterior) على مفصل الكاحل، التي هي عبارة عن جداء قوة العضلة الكلية بذراع العزم. حيث أن هذا العزم يساهم في قبض مفصل الكاحل، في حين يبين الشكل 5-20 العزوم الناتجة عن كلاً من العضلة النعلية (Soleus) والعضلة الساقية الأنسية والوحشية (Medial and lateral gastrocnemius) بحيث أن هذه العزوم تساهم في بسط مفصل الكاحل. وأيضاً بنفس هذه الإجرائية نقوم بنمذجة عزوم جميع العضلات المنمذجة مسبقاً للحصول على العزوم التي تساهم في عمليات قبض وبسط بقية المفاصل السفلية. وبذلك نكون قد حصلنا على كلاً من عزم القبض و البسط لكلاً من مفاصل الطرف السفلي (الورك، الركبة، الكاحل).

9.5. الخاتمة

في نهاية هذا الفصل يمكننا القول بأننا استطعنا التوصل إلى بناء نماذج لعضلات الطرف السفلي عند الإنسان مستخدمين تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES) ضمن هذه النماذج بحيث تعطي هذه النماذج حركات قريبة جداً من حركات العضلات الواقعية الحقيقية، كما قمنا بوضع كافة المعادلات التي يمكن استخدامها من أجل الحصول على عزوم هذه العضلات المطبقة على مفاصل الأطراف السفلية (الورك، الركبة، الكاحل)، إضافة إلى المعادلات اللازمة من أجل حساب أذرع العزم الخاص بكل عضلة على حسب المفصل الذي تؤثر به، أيضاً معتمدين في ذلك على مراجع ومنشورات عالمية موثوقة.

الفصل السادس

الدارة التحكمية

وإستراتيجية التحكم

1.6 مقدمة

يوضح هذا الفصل كيفية الربط بين كل من النموذج البشري المبني من خلال برنامج (Visual Nastran) ونماذج العضلات المبنية باستخدام برنامج العضلات الافتراضية (Virtual Muscle)، وذلك ضمن بيئة (Matlab/Simulink). حيث سيتم في البداية بناء الدائرة التحكمية التي يمكن من خلالها التوصل إلى توازن جيد لنموذج الجسم البشري في المرحلة التي تسبق الربط ما بين نموذج الجسم البشري ونماذج العضلات أي هي مرحلة موازنة النموذج البشري قبل إضافة العضلات وذلك ضمن بيئة (Matlab/Simulink)، ثم سنعمل على استعمال إحدى تقنيات الذكاء الصناعي وذلك لضبط بارامترات الدائرة التحكمية حيث أننا سنستخدم الخوارزمية الجينية (Genetic Algorithm) وذلك لضبط بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن موازنة النموذج. ثم سنقوم بالمرحلة الثانية بعملية الربط ما بين نموذج الجسم البشري ونماذج عضلات الطرف السفلي، ثم يلي ذلك عملية بناء الدائرة التحكمية الخاصة بهذه المرحلة وسنقوم أيضاً باستخدام الخوارزمية الجينية (GA) لضبط بارامترات المتحكم (PID).

2.6. أهمية نظم التحكم

إن نظام التحكم هو مجموعة مترابطة من العناصر التي تشكل توصيف للنظام والتي تعطي الاستجابة المطلوبة [69]. و تتكون أغلب الأنظمة من مجموعة من المكونات يقوم كل منها بوظيفة جزئية معينة ويجب أن تتكامل هذه الوظائف الجزئية لكي يقوم النظام بالوظيفة الكلية المنوطة به. وتقع مسؤولية حفظ هذا التكامل على نظام التحكم الذي هو في الغالب جزء مدمج في النظام الكلي. إن أعقد أنظمة التحكم هي التي تتواجد في الكائنات الحية وهي كثيرة لدرجة لا يمكن إحصاؤها، وهي أوضح ما تكون في الإنسان وبقية الحيوانات رغم أن أنظمة التحكم غير الظاهرة الموجودة في خلايا وأجسام الكائنات الحية نباتاتها وحيواناتها تحوي من التعقيد بحيث لازال العلماء يجهلون كثيراً من آليات عملها. لا يكاد يخلو اليوم جهاز مهما بلغت بساطة وظيفته من نظام تحكم يعتمد تعقيده على وظيفة الجهاز المستخدم فيه ولقد حولت أنظمة التحكم كثيراً من الأجهزة والمعدات إلى أنظمة ذكية جنببت الإنسان العناء الذي كان يواجهه عند تشغيلها. فجميع البشر يحتاجون لأنظمة تحكم بالغة الدقة تحفظ لهم توازنهم أثناء حركاتهم المختلفة وتتفاوت هذه الأنظمة في تعقيدها، فنظام التحكم المستخدم في حفظ توازن جسم الإنسان على سبيل المثال فيه من التعقيد ما لا يعلمه إلا الله فلكي يبقى الجسم في وضع الاتزان يجب أن يقع مسقط مركز ثقله ضمن المساحة التي تلامس بها القدمين الأرض وذلك في مختلف الأوضاع التي يتخذها الجسم إما واقفاً أو ماشياً أو راكضاً أو غير ذلك. ولكي

يحافظ نظام التحكم على اتزان الجسم فيجب تزويده بآلاف الإشارات المتواصلة وليس بإشارات معدودة كما في أنظمة التحكم الصناعية، بعضها يأتي من الأذن الوسطى وبعضها من العينين والبقية من الحسية التي في الرجلين واليدين والظهر والرأس والرقبة، ومن ثم تقوم برمجيات معقدة مخزنة في الدماغ بتحليل هذه الإشارات ومعرفة وضعية الجسم في كل لحظة زمنية وبالتالي إرسال إشارات بشكل متواصل لعضلات الجسم المختلفة لتشتد أو ترتخي بحيث تضمن عدم سقوط جسم الإنسان إلى الأرض. وكذلك هو الحال في أنظمة التحكم المسؤولة عن حفظ مستوى ضغط الدم وعن مستوى السكر أو غيره من المكونات الموجودة في الدم والتي توجد لها برامج تحكم مخزنة في الدماغ.

2.6.1. المفاهيم الأساسية لنظم التحكم [69]:

- ❖ النظام (System): هو عبارة عن مجموعه من المكونات المترابطة التي تؤدي أو تحقق هدفا ما.
- ❖ التحكم (Control): عبارة عن عملية تصحيح مسار النظام كي يمضي في الاتجاه الصحيح، ويعتمد ذلك على مجموعه الأوامر التي تصدر لهذا الغرض. فإذا تم ذلك بغير تدخل الإنسان فتعتبر العملية تحكما آليا أو تحكما أوتوماتيكيا. أما إذا أُديرَت العملية بواسطة الإنسان فتعتبر تحكما فقط بدون ذكر كلمه "آلي".
- ❖ تعريف نظام التحكم (Control System): إن أي نظام إذا تحقق فيه سريان المعلومات بين عناصره المختلفة وتحليل ومعالجه بعض المعلومات والبيانات لغرض استخدامها عن طريق مسار التغذية الراجعة المرتدة (العكسية) من الخرج إلى الدخل يقال عنه نظام تحكم.

2.6.2. مكونات نظام التحكم

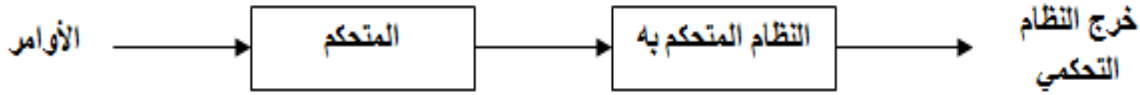
يتكون نظام التحكم من العناصر التالية [69]:

- 1- العملية المراد التحكم فيها أو نموذج لها .
- 2- القيود أو الحدود أو الظروف الخارجية التي يجري العمل في إطارها .
- 3- دالة الهدف أو جودة الأداء المطلوبة.
- 4- الطريقة الحسابية أو الأوامر أو طرق التحكم التي يجب تنفيذها للوصول بالنموذج إلى الهدف في ظل الظروف الخارجية والقيود.

2.6.3. أنواع أنظمة التحكم [69]:

1.3.2.6. نظام التحكم ذو الحلقة المفتوحة (Open loop control system):

حيث تكون إشارة الخرج في هذا النظام غير مؤثرة على إشارة الدخل ، بحيث تستخدم إشارة التحكم لتغيير حالة النظام المتحكم به بشكل مباشر إلى الحالة المطلوبة. وذلك كما يبين الشكل 1-6.



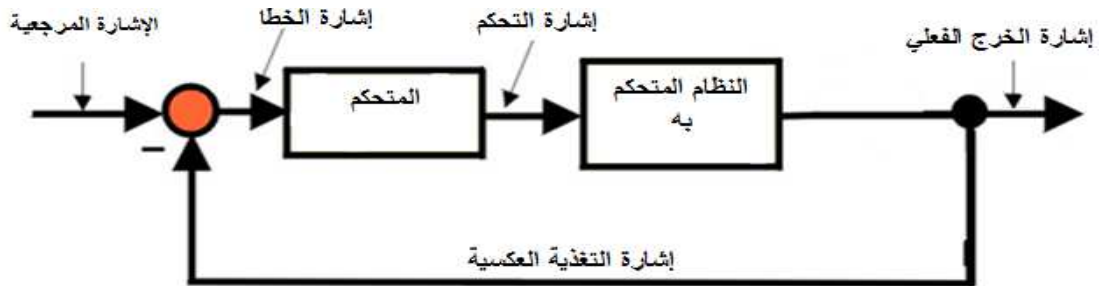
الشكل 1-6 نظام التحكم ذو الحلقة المفتوحة.

و تتلخص عيوب هذا النظام التحكمي بأن أي إشارة جديدة تدخل ضمن النظام المتحكم به لا يتم أخذها بعين الاعتبار وبالتالي لا يمكن التحكم بها.

وبالتالي فإن نظام التحكم ذو الحلقة المفتوحة يمكن وصفه بأنه نظام تحكم غير عملي في كثير من التطبيقات' إذ لا يأخذ بعين الاعتبار التغيرات التي قد تطرأ على النظام المتحكم به مع الزمن وهو مناسب للأنظمة ذات التصرف الثابت غير المتغير مع الزمن.

2.3.2.6. نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة (Closed loop control system)

في هذا النظام يتم إضافة وسائل لقياس الخرج ومقارنته بإشارة الدخل ثم الحصول على إشارة الخطأ عن طريق إشارة تصل الخرج بالخطأ دخل وهذه الإشارة تسمى التغذية العكسية (feedback) بحيث تستخدم في هذا النوع إشارة الخطأ (error signal) في التحكم. وعلى أساس إشارة التغذية العكسية يتم تصحيح الخطأ. وبالتالي فإن هذا النظام يتصف بأنه نظام تحكم دقيق وعملي في كثير من التطبيقات. وهو مبين في الشكل 2-6.

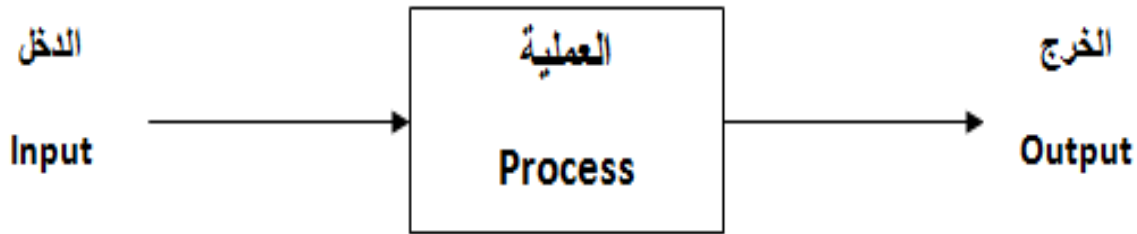


الشكل 2-6 نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة.

3.6. تصميم النظام التحكمي (Design of Control System):

تعتمد هندسة التحكم على أساس نظريتي التغذية العكسية وتحليل الأنظمة الخطية كما أنها تتكامل مع مبدأ نظرية الشبكات والاتصالات ولذلك فإن هندسة التحكم ليست مقتصرة على أي فرع من فروع الهندسة وهي تطبق بالتساوي على جميع فروع الهندسة كالكيماوية والطبية والميكانيكية والبيئية والمدنية والكهربائية حيث أن أنظمة التحكم غالباً ما تتضمن عناصر كهربائية وميكانيكية.

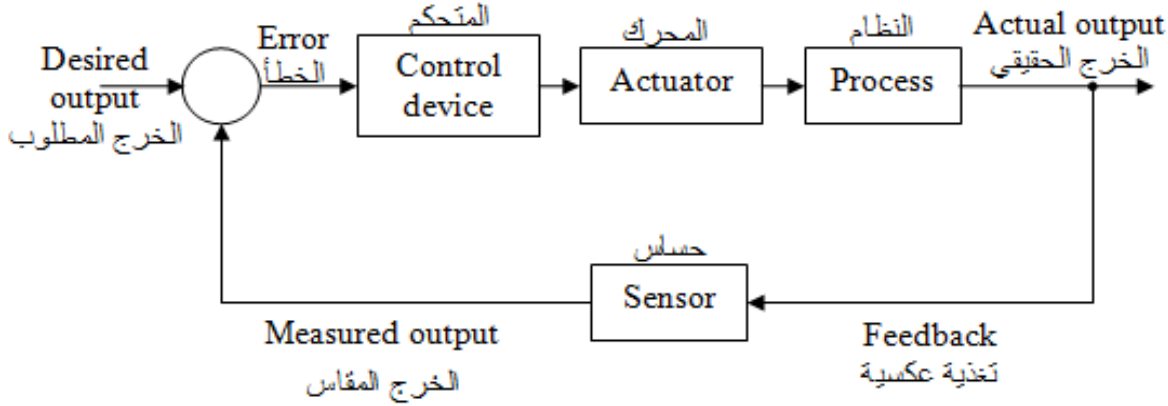
إن أساس أي نظام تحليل يعتمد على أساسيات نظرية النظام الخطي والذي يفترض العلاقة التالية (سبب ← تأثير) بين أجزاء النظام ولذلك فإن العملية يمكن تمثيلها على شكل صندوق كما يبين الشكل 3-6:



الشكل 3-6 صندوق تمثيل العملية

من الشكل 3-6 نجد أن علاقة الدخل ← الخرج تمثل علاقة السبب ← التأثير حيث إن إشارة الدخل تعالج لإعطاء إشارة الخرج وفي أغلب الأحيان هناك تضخيم للطاقة.

يعتبر تصميم أنظمة التحكم مثال خاص في التصميم الهندسي، والهدف من التصميم الهندسي التحكمي هو الحصول على مواصفات النظام المفترض وتعريف البارامترات الأساسية له من أجل تلبية حاجة معينة. تتكون أول خطوة في عملية التصميم من تحديد أهداف النظام ، حيث أن الهدف في هذه الأطروحة هو التحكم الدقيق بتوازن نموذج جسم الإنسان خلال الوقوف. أما الخطوة الثانية فهي تعريف المتغيرات التي نريد التحكم بها، وهذه المتغيرات هي العزم المطبق على المفاصل وزوايا توضع المفاصل وذلك نظراً لأهميتها البالغة في تحقيق التوازن. الخطوة الثالثة هي كتابة المواصفات بدلالة الدقة التي نريد الحصول عليها حيث تقود الدقة إلى تعريف الحساس (حساس موضعي) الذي سيقاس المتغير المتحكم به (زاوية المفصل). إن هذا التشكيل غالباً ما يتألف من : الحساس ، العملية المتحكم بها (النظام) ، المشغل (Actuator) ، والمتحكم (Controller) كما في الشكل 4-6:



الشكل 4-6 المخطط الصندوقي لنظام تحكمي ذو تغذية عكسية

الخطوة التالية تتضمن اختيار المشغل (Actuator) وهذا يعتمد على العملية (النظام). يجب أن يكون المشغل قادراً على ضبط أداء النظام بشكل فعال، فعلى سبيل المثال إذا أردنا التحكم بالعزم المطبق على المفصل سيتم اختيار (Motor) كـ (Actuator). كما يجب أن يكون الحساس قادراً على قياس السرعة بشكل دقيق. ومن ثم يتم الحصول على نموذج لكل من هذه العناصر.

الخطوة التالية هي اختيار المتحكم (Controller) والذي غالباً ما يتألف من عدة مضخمات والتي تقارن الاستجابة المطلوبة مع الاستجابة الفعلية وترسل الخطأ المقاس إلى المضخم.

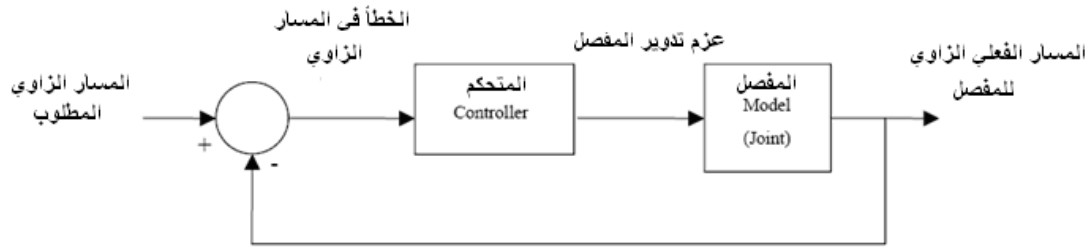
الخطوة الأخيرة في عملية التصميم هي ضبط بارامترات المتحكم والحصول على الأداء المطلوب. في حال تم الحصول على الأداء المطلوب من خلال ضبط البارامترات يتم إنهاء التصميم وتوثيق النتائج. وإلا فإنه يجب تحسين توصيف النظام وربما يتم إعادة عملية اختيار الحساس أو استخدام محرك أفضل وبعد ذلك يتم إعادة خطوات التصميم حتى يتم الوصول إلى المواصفات المطلوبة. و يبين الشكل 5-6 المخطط التدفقي لتصميم النظام التحكمي.



الشكل 5-6 المخطط التدفقي لتصميم النظام التحكمي

اعتاد الباحثون بشكل عام استخدام النماذج البسيطة لتمثيل عملية الوقوف عند الإنسان مع التنويه إلى أن هذه النماذج لا تعرض جميع الميزات الطبيعية لعملية التوازن أو الوقوف عند الإنسان الحقيقي. حيث عادة ما يتم التركيز على حركات مفصلي الكاحل فقط، أي بمعنى آخر ليس هناك حركة أخرى للأطراف أو بين المقاطع المختلفة من الجسم. وتتم هذه الدراسة عادةً في المستوى السهمي فقط أي الحركة إلى الأمام والخلف فقط. إن تمثيل عملية التوازن خلال الوقوف قد طرحت لأول مرة من قبل الباحث سميث في عام (1957) حيث كان النواس المنعكس فكرة عملية ومحفزة لتوضيح عملية الوقوف والتوازن بما تحويه هذه العملية من تعقيدات يصعب فهمها دون تمثيلها بنظام معين. بعد ذلك جاءت العديد من الدراسات التي اعتمدت على فكرة النواس المنعكس، وجميعها واجهت نفس المشكلة المتمثلة بصعوبة موازنة هذا النواس [7,6,5]، لذلك يتضح أنه حالما يمكننا التوصل إلى موازنة هذا النواس المنعكس (أحادي أو ثنائي أو ثلاثي الوصلة) وفهم كيفية هذه الموازنة، فإنه يمكننا فهم عملية توازن

الإنسان خلال الوقوف إضافة إلى سمات أخرى لعملية الحفاظ على هذا التوازن والسيطرة عليه. لذلك فإننا بدورنا وفي هذه الأطروحة تواجهنا مسألة ليست بالسهلة وهي موازنة نموذج جسم الإنسان خلال الوقوف، حيث حاولنا التحكم بالنواس المنعكس ثلاثي الوصلات. و سنعتمد في بناء الدائرة التحكمية على نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة (Close Loop) كونه نظام تحكم دقيق وعلمي في كثير من التطبيقات إضافة إلى الثبات في الأداء كما يتميز بأنه أقل تأثر وحساسية لكلاً من الاختلافات الداخلية والاضطرابات الخارجية [54,18]. في هذا النظام التحكمي سيتم التحكم بمفاصل الطرفين السفليين وهذه المفاصل هي (الورك، الركبة، الكاحل) لنموذج جسم الإنسان، حيث سيتم استخدام المسار الزاوي المطلوب لكل مفصل كدخل مرجعي لهذه الدائرة التحكمية. أما خرج هذا النظام فسيكون المسار الزاوي الفعلي الذي بدوره سيتم إعادته كتغذية عكسية بحيث تتم مقارنته مع الدخل المرجعي. بعد ذلك سيتم استخدام الاختلاف بين المسارين السابقين (المسار المطلوب و المسار الفعلي) كدخل لنظام التحكم. عند ذلك سيقوم المتحكم بإرسال إشارة تشغيل التي هي عبارة عن تدوير للمفصل، وذلك كما يبين الشكل 6-6.



الشكل 6-6 دائرة النظام التحكمي

هناك العديد من أنواع المتحكمات المستخدمة للتحكم باستقرار النواس المنعكس منها [9] :

1- المتحكم التناسبي-التكاملي-التفاضلي (Proportional- Integral- Derivative) .PID (Controller)

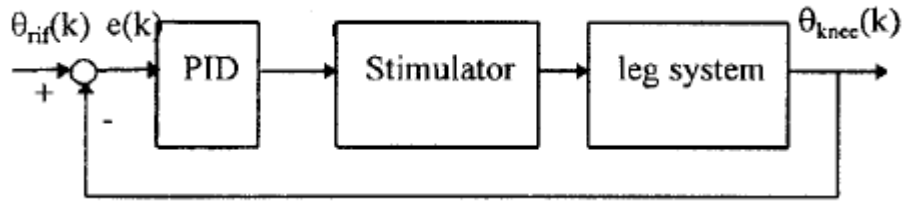
2- الشبكة العصبونية (Neural Networks).

3- المتحكم العائم (Fuzzy Logic controller).

في عام 1994 قام كلاً من الباحثان Fujita و Uchimura بمحاولة التوصل إلى استقرار النواس الثنائي المنعكس عن طريق استخدام الشبكات العصبونية، حيث اعتمدوا في معالجتهم على طريقة التجريب والخطأ وذلك بغية تدريب أربعة عصبونات للدخل مع عصبونين خفيين [55].

كما قام كلاً من Huang و hang في عام 1995 بما قام به الباحثان السابقان ولكنهما استخدمتا طريقة المتحكم العائم (Fuzzy logic controller) مع القيام بإجراء بعض التعديلات على الخوارزمية الوراثية (Genetic Algorithm) بهدف التوصل إلى استقرار هذا النواس[56].

ثم قام Ferrarin et al. عام 1996 ببناء دائرة تحكمية من أجل التحكم بحركات مفصل الركبة مستخدمين الإثارة الكهربائية الوظيفية، حيث اعتمدوا في بناء الدائرة التحكمية على نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة، حيث كان دخل النظام عبارة عن المسار الزاوي المطلوب لمفصل الركبة كما اعتبر على أنه دخل مرجعي، أما خرج النظام فهو المسار الزاوي الفعلي لمفصل الركبة، تم استخدام المتحكم التناسبي - التكاملي - التفاضلي (PID) كمتحكم أساسي ضمن هذه الدائرة التحكمية [18]، كما يبين الشكل 7-6.



الشكل 7-6 مخطط الدائرة التحكمية حسب [18]

كما استخدم كلاً من (Davoodi & Andrews) المتحكم (PID) ضمن دارتهم التحكمية المستخدمة من أجل مساعدة المرضى المشلولين على الوقوف [31]. قام مجموعة من الباحثين في عام 2009 بنمذجة ومحاكاة رياضية لحركات الساعد عند الإنسان لأغراض تحكمية حيث استخدموا أيضاً المتحكم (PID) ضمن دارتهم التحكمية، حيث يعتبر هذا المتحكم من أكثر المتحكمات المستخدمة على نطاق واسع في أنظمة الرجال الآليين (Robots) وذلك بسبب استقراره الجيد و بساطة تركيبته و وثوقيته [57].

لذلك وانطلاقاً مما سبق فقد تم استخدام المتحكم التناسبي - التكاملي - التفاضلي (PID) كمتحكم أساسي ضمن الدائرة التحكمية المسؤولة عن التوصل إلى توازن نموذج جسم الإنسان خلال الوقوف.

3.6.1. المتحكمات التناسبية التكاملية التفاضلية (PID Controller)

إن معظم المتحكمات الصناعية تستخدم تقنيات التحكم عن طريق المتحكم (PID) حيث تمتاز هذه المتحكمات بسهولة ضبطها في معظم الأنظمة، كما تعتبر فعالة عند غياب النموذج الرياضي للنظام المتحكم به، من جهة أخرى يمكن ضبط هذه المتحكمات بطرق عديدة ومختلفة [58]، و لهذا المتحكم عدة أنواع:

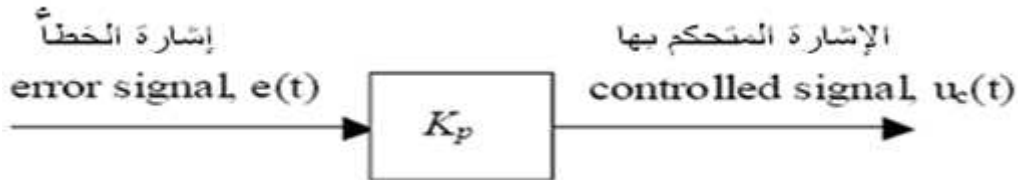
1- المتحكم (PD) المتحكم التناسبي التفاضلي.

2- المتحكم (PI) المتحكم التناسبي التكامل.

3- المتحكم (PID) المتحكم التناسبي التكامل التفاضلي.

إن الاسم (PID) يضم الحروف الأولى للحدود الثلاثة التي تشكل المتحكم (P تمثل الحد التناسبي، I الحد التكامل، D تمثل الحد التفاضلي). في التحكم التناسبي كما في الشكل 6-8 يكون خرج المتحكم متناسباً مع الخطأ $e(t)$ ومضروباً بثابت (k_p) كما في المعادلة (6-1) [69]:

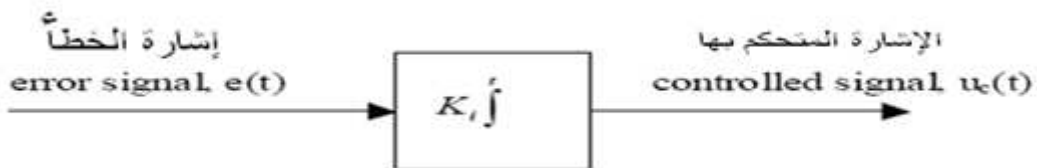
$$K_p * e(t) = \text{خرج المتحكم التناسبي} \quad \dots (6-1)$$



الشكل 6-8 المتحكم التناسبي

أما في المتحكم التكامل فيتم فيتغير خرج المتحكم بمعدل يتناسب مع إشارة الخطأ بثابت قدره $(k_i = k_p / T_i)$ كما يبين الشكل 6-9 ، وذلك حسب المعادلة (6-2):

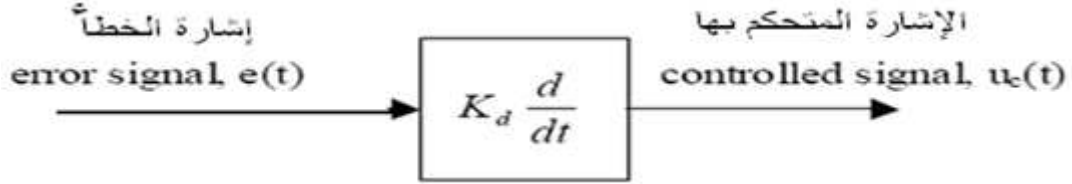
$$K_i \int e(t) dt = \text{خرج المتحكم التكامل} \quad \dots (6-2)$$



الشكل 6-9 المتحكم التكامل

في المتحكم التفاضلي الذي يبينه الشكل 10-6 فإن خرج المتحكم يكون متناسباً مع معدل إشارة الخطأ بثابت وقدره $(k_d = k_p * T_d)$ ، إن المتحكم التفاضلي يعوض عن التغيرات السريعة بشكل أفضل من المتحكمين التناسبي والتكاملي والمعادلة (3-6) تبين معادلة خرج هذا المتحكم:

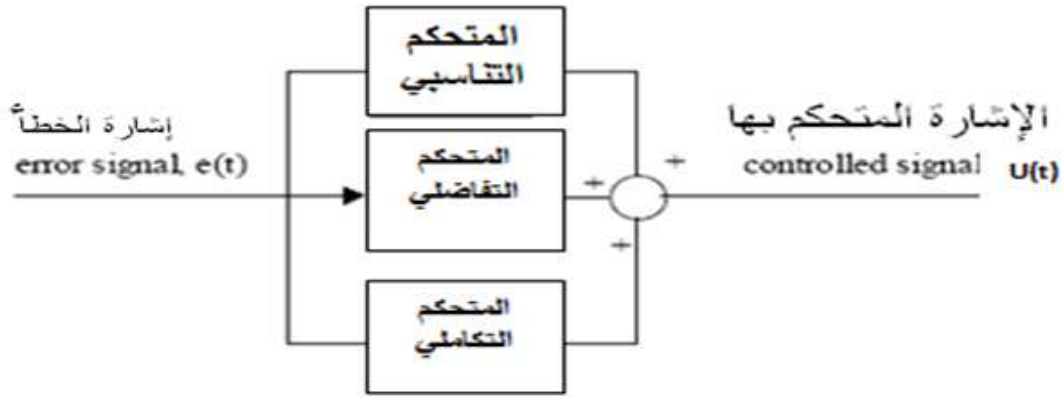
$$\text{خرج المتحكم التفاضلي} = K_d (de/dt) \dots\dots\dots(3-6)$$



الشكل 10-6 المتحكم التفاضلي.

إن ضم التحكم التناسبي والتكاملي والتفاضلي الذي يبينه الشكل 11-6 له مزايا كل من المتحكمات الثلاثة، ومعادلة التحكم في هذه الحالة [69] هي المعادلة (4-6):

$$U(t) = k_p * e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int e(t) * d(t) + k_p * T_d * de(t)/dt \dots\dots\dots(4-6)$$



الشكل 11-6 المتحكم التناسبي التكاملي التفاضلي PID

أما تابع التحويل فهو موضح من خلال المعادلة (5-6) [69].

$$G_c(s) = k_p [1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s] \dots\dots\dots(5-6)$$

4.6. برنامج الماتلاب (MATLAB SYSTEM)

4.6.1. تعريف نظام الماتلاب

يوصف هذا البرنامج بأنه لغة برمجية عالية الأداء صممت بهدف القيام بإجراء الحسابات التقنية المتقدمة كما يؤدي عدة مهام رئيسية منها مكاملة الحسابات، تطوير الخوارزميات، النمذجة والمحاكاة إضافة إلى تطوير التطبيقات العلمية وبناء الواجهات التخاطبية البيانية. كما يعتبر هذا البرنامج من جهة ثانية نظام تخاطبي مع المستخدم (Interactive System)، لبناته الأساسية المصفوفات (Arrays) [9].

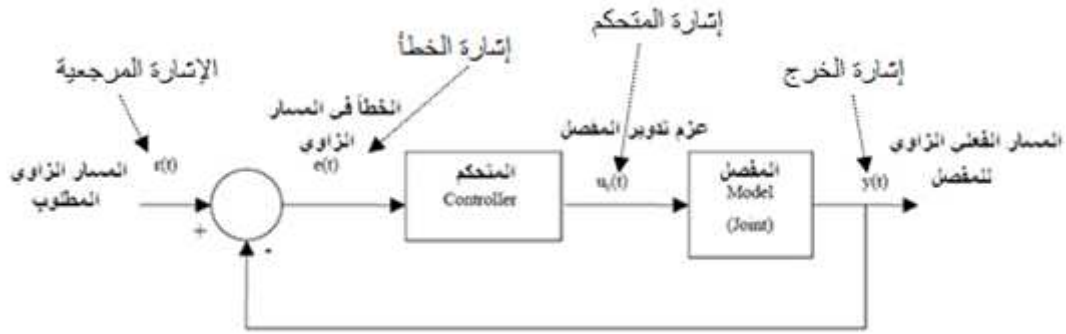
4.6.2. برنامج محاكاة النظم الديناميكية غير الخطية (SIMULINK):

البرنامج SIMULINK برنامج مرافق لنظام (MATLAB) وهو نظام تخاطبي صمم لمحاكاة النظم الديناميكية غير الخطية ويسمح لنا بنمذجة نظام ورسم المخطط الصندوقي له وإظهاره على شاشة الحاسب والتعامل معه بشكل ديناميكي ويمكن لهذا البرنامج أن يتعامل مع النظم الخطية وغير الخطية في الزمن المستمر أو المتقطع ويتعامل أيضا مع النظم متعددة المتغيرات ومتعددة معدلات التغير .

وهناك مجموعة أدوات مضمنة في البرنامج SIMULINK تزودنا بمكتبة إضافية لمعالجة تطبيقات متخصصة كالاتصالات ومعالجة الإشارة ونظم الطاقة .

5.6. بناء الدارة التحكمية وضبط بارامترات المتحكم

بعد اختيار نظام التحكم ذو الحلقة المغلقة و تحديد كلاً من دخل وخرج هذه الدارة التحكمية بالإضافة إلى تحديد المتحكم المستخدم في هذه الدارة والذي هو المتحكم (PID). وتحديد هدف هذه الدارة التحكمية وهو التوصل إلى التوازن المناسب لنموذج جسم الإنسان الذي تم بناؤه باستخدام برنامج (VN)، أصبح المخطط النهائي للدارة التحكمية كما في الشكل 6-12.



الشكل 12-6 المخطط الصندوقي لنظام التحكم ذو التغذية العكسية المسؤول عن التحكم بمفاصل الأطراف السفلية.

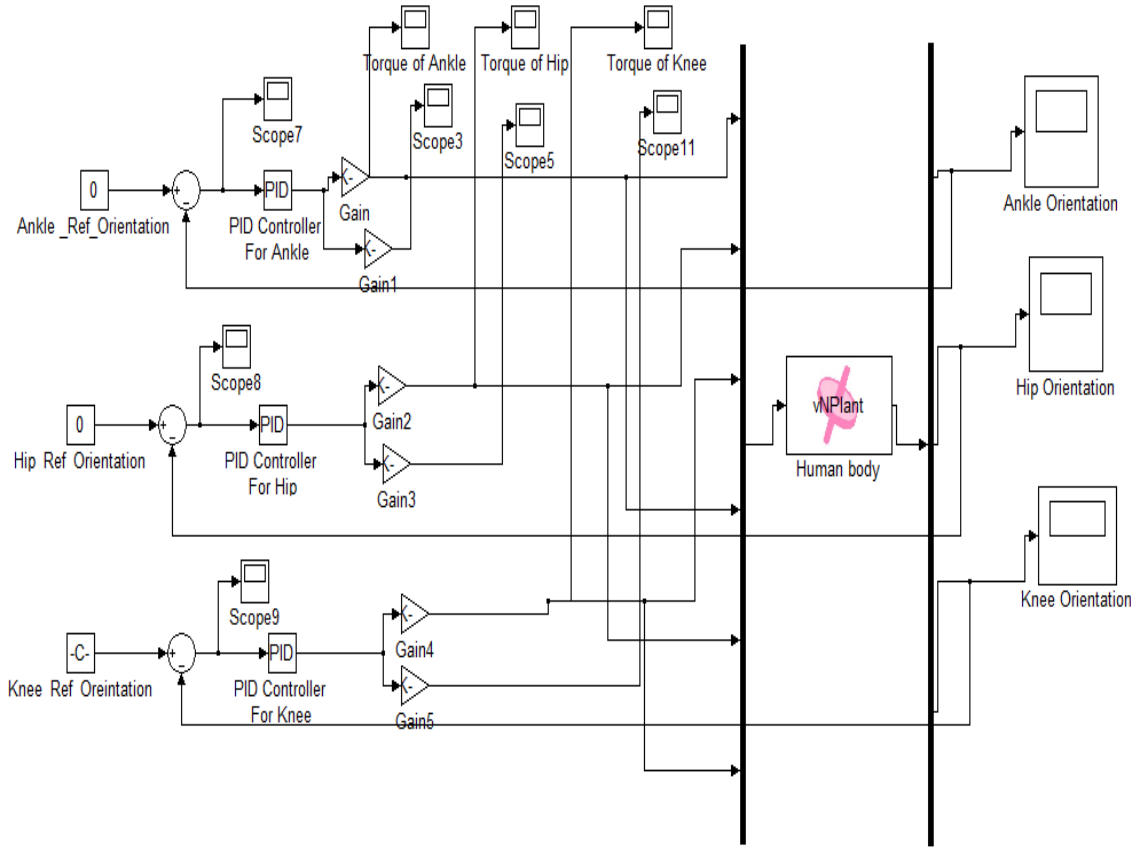
يبين الشكل 12-6 المخطط الصندوقي لنظام التحكم بمفاصل الأطراف السفلية (ورك، ركبة، كاحل) لنموذج جسم الإنسان حيث تم استخدام المسار الزاوي المطلوب كدخل مرجعي، في حين يكون خرج النظام هو المسار الزاوي الفعلي للمفصل الذي يستخدم بدوره كدخل عكسي يقارن مع المسار الزاوي المطلوب ثم يتم استخدام الفرق بين المسارين كدخل لنظام التحكم (المتحكم PID) بحيث يكون خرجة هو دخل للمحرك الذي يقوم بتطبيق عزم لتدوير المفصل وفق المسار الزاوي المطلوب على افتراض أن المحرك هو عبارة عن محرك خطي. بعد ذلك تم بناء الدارة التحكمية النهائية ضمن بيئة Matlab/Simulink كما يبين الشكل 13-6.

في هذا الفصل سيتم التوصل إلى التوازن المناسب لنموذج جسم الإنسان خلال مرحلتين وهما:

- 1- مرحلة موازنة نموذج جسم الإنسان قبل إضافة العضلات لطرفين السفليين.
- 2- مرحلة موازنة نموذج جسم الإنسان بعد إضافة العضلات لطرفين السفليين.

6. 5. 1 مرحلة موازنة نموذج جسم الإنسان قبل إضافة العضلات لطرفين السفليين.

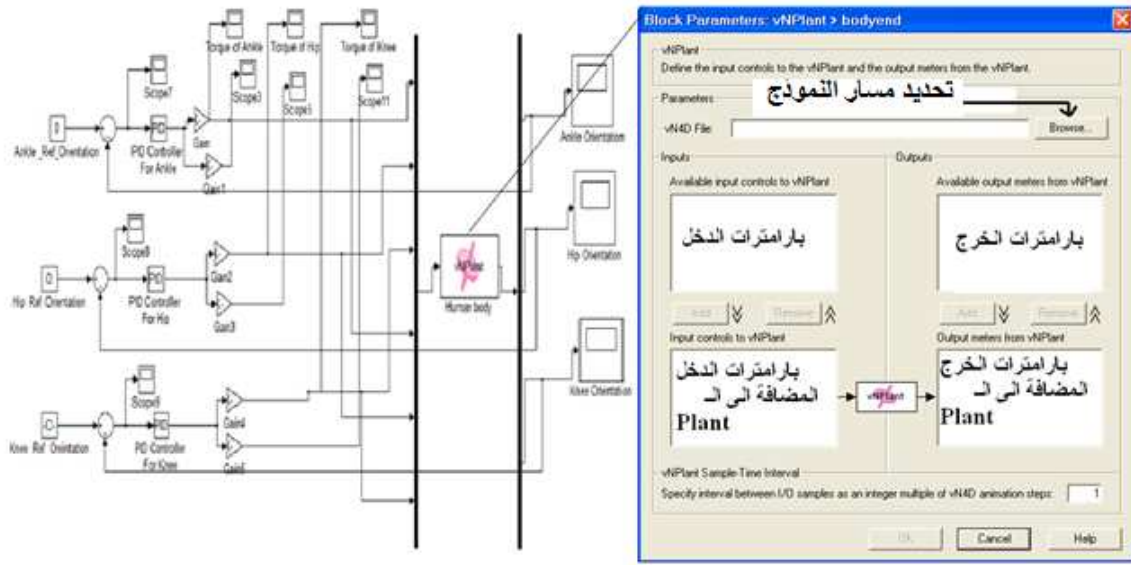
يبين الشكل 13-6 الدارة التحكمية المسؤولة عن توازن نموذج جسم الإنسان، حيث تم استخدام ثلاث متحكمات (PID) أي أن كل متحكم مسؤول عن قيادة المفصلين الأيمن والأيسر، إضافة إلى استخدام أداة (Scope) التي تعمل على توضيح الخرج على شكل منحنيات بيانية.



الشكل 13-6 الدائرة التحكمية لنموذج جسم الإنسان

لقد تم التحكم بكل من مفاصل الكاحل والركبة والورك في هذه المرحلة على أنها محركات مقيدة يتم قيادتها عن طريق التحكم بالعزم المطبق على المفصل، في حين أن مفاصل الأطراف العلوية لم يكن لها دور في عملية التحكم بالوقوف. ومن أجل سهولة التحليل فقد بنيت المفاصل بدرجة حرية وحيدة أي تحرك هذه المفاصل في المستوي السهمي فقط. و حتى يستطيع النموذج التوازن في وضع الوقوف تم اختيار القيمة المرجعية لكل من زوايا مفاصل الورك والركبة والكاحل $(\Phi=0^\circ)$ [59,58,7,6,5]. بينما تم تحديد الحركة الزاوية لمفصل الورك ضمن المستوي السهمي ما بين $(0 \text{ to } 135^\circ \text{ Deg})$ وكانت زاوية مفصل الركبة ما بين $(-135^\circ \text{ to } 0^\circ \text{ Deg})$ أما بالنسبة لمفصل الكاحل فكانت ما بين $(0 \text{ to } 60^\circ \text{ Deg})$ وذلك حسب [60]. الميزة الأساسية التي أتاحتها لنا برنامج (VN4D) هي إمكانية تمثيل نموذج الـ (VN4D) على شكل كتلة (block) يمكن أن تضاف إلى مكتبة المحاكاة في برنامج (Matlab/simulink) مع البارامترات الكاملة لخرج ودخل هذا النموذج التي هي (السرعة و الموضع والعزم بالترتيب) [61]. وبما أن النظام المتحكم به يعبر عن نموذج لجسم الإنسان

كان لابد من التحكم بكل مفاصل الأطراف السفلية (ورك - ركبة - كاحل) لتحقيق التوازن والاستقرار في لحظة الوقوف لذلك فان لكل مفصل من هذه المفاصل بارامتر دخل (العزم Torque)، و بارامتر خرج وهو الزاوية (Orientation)، ويتم استدعاء بارامترات الدخل والخرج باستخدام العنصر (Plant) في نافذة تصميم دارة (Simulink) وذلك بالنقر على مرتين لفتح نافذة Block Parameters: VN Plant لاستدعاء بارامترات النظام (الدخل والخرج) كما يبين الشكل 14-6.



الشكل 14-6 توصيف النموذج المتحكم به من خلال استدعاء بارامترات الدخل والخرج

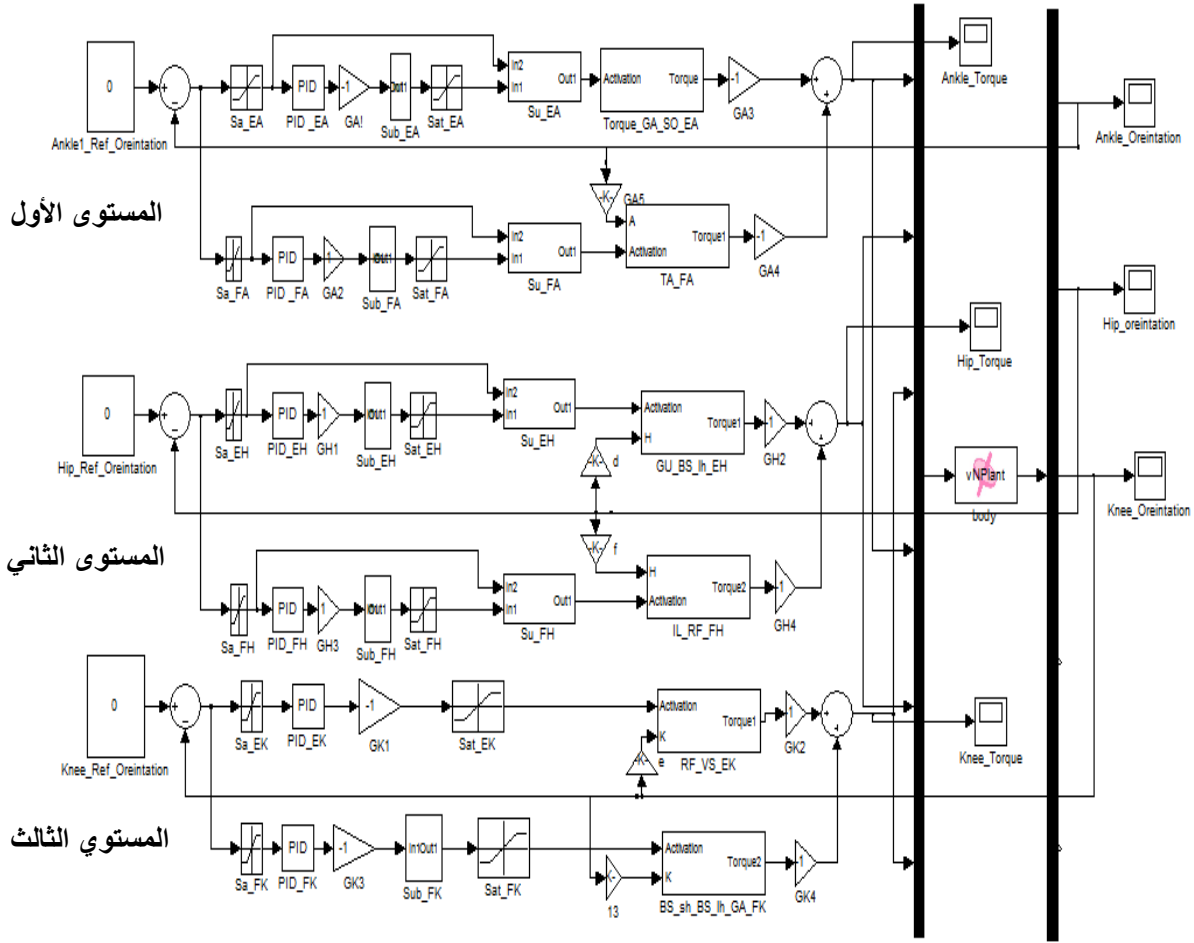
بعد الحصول على الدارة التحكمية النهائية تم ضبط بارامترات المتحكمات الثلاثة على الشكل التالي: استخدام المتحكم التناسبي أولاً لكل من المتحكمات المسؤولة عن مفاصل الورك والركبة والكاحل في حين بقيت المتحكمات التكاملية والتفاضلية في حالة عدم تفعيل أي أن $(P=1)$ و $(I=0)$ و $(D=0)$ فلم يتم التوصل إلى توازن جيد للنموذج كما هو موضح في الفصل الخامس من هذه الأطروحة، لذلك تم استخدام متحكمات (PD) أي المتحكم التناسبي - التفاضلي غير أنه بعد تجربة عدد كبير البارامترات لم يتم التوصل إلى التوازن المنشود لذلك كان لابد من استخدام المتحكم (PID) أي المتحكم الذي يضم البارامترات الثلاثة (التناسبي و التفاضلي و التكاملية)، حيث أظهرت نتائج التجارب انه الذكر أن استخدام المتحكم التناسبي (P) أدى إلى زيادة مفرطة في العزم المطبق على المفاصل وهذا بدوره أدى إلى تغيرات كبيرة في المسارات الزاوية لهذه المفاصل، أما استخدام المتحكم التناسبي - التفاضلي (PD) فقد أدى إلى انخفاض ملحوظ بالقيمة المفرطة للعزم وبالتالي تصغير القيم الكبيرة للمسارات

الزاوية للمفاصل الثلاثة (الكاحل- الركبة - الورك) وذلك لأن إدخال المتحكم التفاضلي قلل أثر المتحكم التناسبي، لذلك تمت الاستعانة بالمتحكم (PID) حيث أن المتحكم التكاملي يخفف بدوره و يقلل من تأثير المتحكم التفاضلي، أدى استخدام متحكم (PID) إلى تحسن ملحوظ في توازن النموذج إلا أن أداء النظام لم يكن جيداً إلى حدّ ما، لذلك تم إجراء عدد كبير جداً من تجارب المحاولة والخطأ (Trial and Error) و لم يتم التوصل إلى القيم الدقيقة للبارامترات التحكمية التي تمكن من الحصول على توازن دقيق للنموذج خلال الوقوف بسبب كون النموذج معقد وغير خطي، بالإضافة إلى عدم توفر المعادلات الرياضية المتضمنة داخل برنامج (VN) لذلك فإن استخدام الطرق الرياضية لحساب بارامترات المتحكم (PID) غير مجدية أيضاً، لذلك تمت الإستعانة بإحدى تقنيات الذكاء الصناعي وهي الخوارزميات الجينية (Genetic Algorithm) وهي تعتمد على البحث الآلي العشوائي [62]، و من خلال هذه الخوارزمية تم ضبط بارامترات المتحكم بالشكل الذي يمكن من خلاله الحصول على توازن نموذج جسم الإنسان خلال الوقوف.

6. 5. 2 مرحلة موازنة نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات لطرفين السفليين

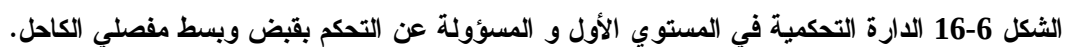
في هذه المرحلة تم الدمج ما بين نموذج جسم الإنسان المبني باستخدام برنامج (VN)، ونماذج عضلات الطرفين السفليين التي بنيت باستخدام برنامج العضلات الافتراضية (VM)، ضمن بيئة (Matlab/Simulink). بحيث سيتم التحكم بمفاصل الطرفين السفليين (الورك، الركبة، الكاحل) من خلال العزوم التي تولدها العضلات المسؤولة عن حركة كل مفصل، سواء العضلات المسؤولة عن قبض ذلك المفصل عن طريق توليد العزم المؤدي لذلك القبض، أو العضلات المسؤولة عن بسط ذلك المفصل وذلك أيضاً من خلال توليد العزم اللازم لذلك البسط. و تكون الدائرة التحكمية كما في الشكل 6-15.

1.2.5.6 توصيف الدارة التحكمية في مرحلة إضافة نماذج العضلات



الشكل 15-6 الدارة التحكمية لنموذج جسم الإنسان بعد إضافة العضلات لتحكم بتوازن النموذج خلال الوقوف.

و كما هو مبين في الشكل 15-6 تتكون الدارة التحكمية من ثلاثة مستويات فالمستوى الأول للتحكم بعمليات قبض وبسط مفصلي الكاحل (Joint Ankles) الأيمن والأيسر في المستوي السهمي، وذلك من خلال عزوم البسط والقبض التي تولدها العضلات المسؤولة عن قبض وبسط مفصل الكاحل بكل طرف. حيث تقوم العضلة الظنبوبية الأمامية (Tibialis anterior) كما تبين الدارة التحكمية بتوليد قوة تؤدي إلى إنتاج العزم اللازم لقبض مفصل الكاحل من خلال جداء هذه القوة مع ذراع العزم المتعلق بزاوية الموضع لهذا المفصل. أما العزم اللازم لبسط مفصل الكاحل فتقوم به كلاً من العضلة الساقية الوحشية (lateral gastrocnemius) والعضلة الساقية الأنسية (medial gastrocnemius) وعضلة الساق النعلية (Soleus). و يبين الشكل 16-6 الدارة التحكمية الخاصة بهذا المستوى.



1- القيمة المرجعية: وهي عبارة عن قيمة ثابتة تتم مقارنتها مع خرج النظام المقاس عن طريق التغذية العكسية، وتعتبر عن الموضع الزاوي المرجعي لمفصل الكاحل والذي تم اختياره على الموضع الزاوي (0° Deg) [7,6].

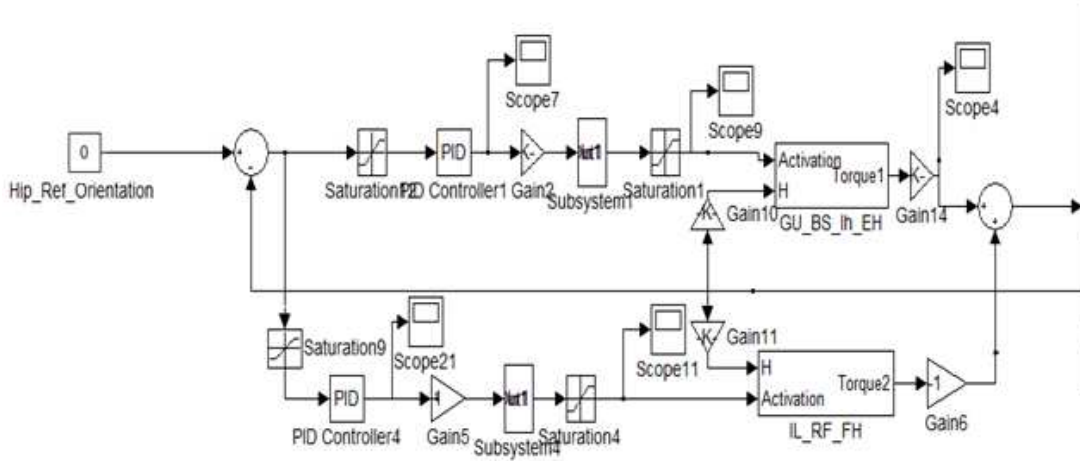
3- المحدد (Saturation): يستخدم هذا العنصر لحصر قيمة دخله ضمن عتبتين هما عتبة دنيا (Min Threshold) وعتبة عليا (Max Threshold) بحيث لا يتم تجاوزهما و تم استخدام هذا العنصر لعزل قيم المقارنة إلى موجبة و سالبة (قيم بسط أو قبض).

5- المضخم Amplifier: وهو عبارة عن عنصر التضخيم والذي يعمل على تضخيم خرج المتحكم حسب قيمة التضخيم المطلوبة.

7- ناتج العزم النهائي الذي سيطبق على المفصل (Total Torque (Nm)).

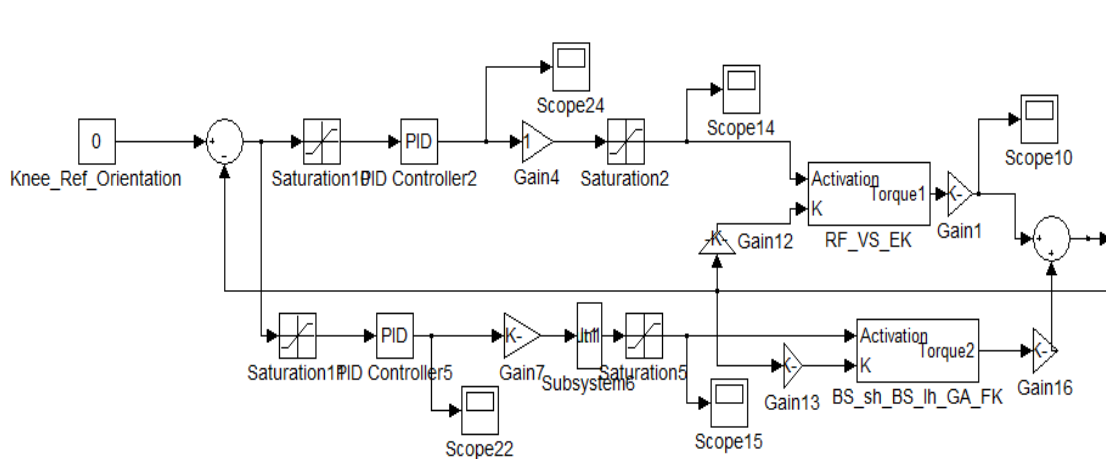
أما بالنسبة للمستوي الثاني من الدارة التحكمية فهو مخصص من أجل التحكم بعمليات قبض وبسط مفصلي الورك (Hip joints) الأيمن والأيسر، من خلال عزوم البسط والقبض التي تولدها العضلات المسؤولة عن قبض وبسط مفصل الكاحل بكل طرف. حيث يتم توليد العزم

اللازم لبسط مفصل الورك من خلال العضلة الفخذية ذات الرأسين الطويل والقصير (Biceps femoris) والعضلة الإليوية الكبرى (gluteus maximus). أما عزم القبض فيتم توليده من خلال العضلة المستقيمة الفخذية (Rectus femoris) والعضلة الحرقفية (iliacus). حيث يبين الشكل 17-6 الدارة التحكمية لهذا الجزء.



الشكل 17-6 الدارة التحكمية في المستوي الثاني و المسؤولة عن التحكم بقبض وبسط مفصلي الورك.

في حين أن المستوي الثالث والأخير من الدارة التحكمية فهو المسؤول عن التحكم بعزوم القبض والبسط لمفصلي الركبة (knee joints)، حيث يتم الحصول على عزم القبض لمفصل الركبة من خلال العضلة الفخذية ذات الرأسين الطويل والقصير (Biceps femoris) والعضلة الساقية الأنسية والوحشية (lateral & medial gastrocnemius). يبين الشكل 18-6 هذه الدارة التحكمية.



الشكل 18-6 الدارة التحكمية في المستوي الثالث و المسؤولة عن التحكم بقبض وبسط مفصلي الركبة.

أما بالنسبة لزمن الدراسة التي تمت خلاله عملية التحكم بتوازن النموذج فقد كانت (2.5 Sec) وذلك لأن الأزمنة الطويل تتطلب زمناً طويلاً من أجل المعالجة في مرحلة ضبط بارامترات

المتحكمات أثناء المعالجة باستخدام الخوارزمية الجينية (GA) كونه يتوجب علينا إيجاد البارامترات المناسبة لمتحكمي (PID) لكل مفصل أي أن عدد المتحكمات الموجودة في دارتنا التحكيمية هو (6) متحكمات بالتالي فإن عدد البارامترات الواجب ضبطها هو (18) بارامتر هذا من ناحية. أما من ناحية أخرى فإن أغلب أزمدة الدراسة للعديد من الأبحاث تتراوح ضمن مجالات زمنية قريبة من هذه المدة الزمنية أو أقل منها حتى [31,2].

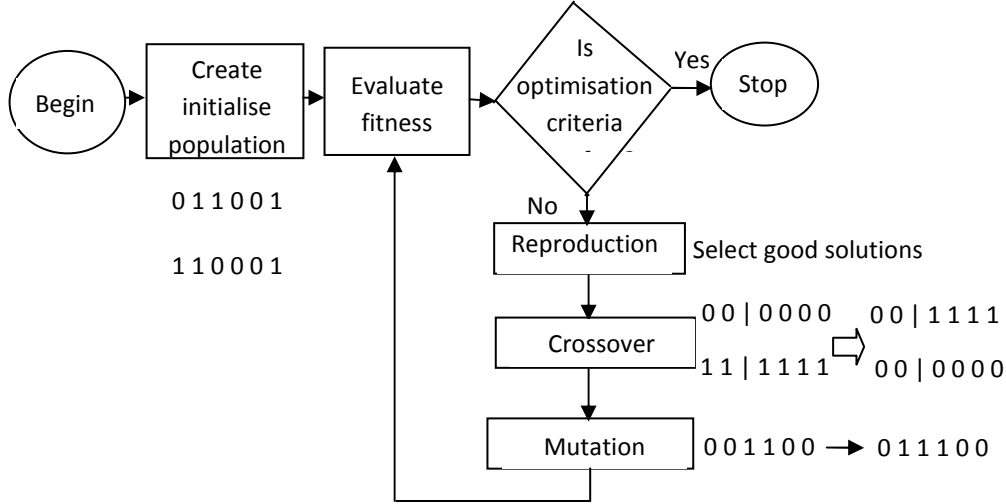
6.6. الخوارزمية الجينية (Genetic Algorithm (GA)

حاولت طرق الحساب التطورية (evolutionary computing methods)، حل المسائل المعقدة دون الاعتماد على خبرة الإنسان على عكس بعض طرق الذكاء الصناعي (artificial intelligenc methods)، بل استفادت من آلية التطور (المطروحة في نظرية داروين) وتحويلها إلى خوارزمية حسابية لإيجاد أفضل الحلول، فكما في الطبيعة تهدف عملية التطور في الكائنات الحية إلى التكيف مع البيئة المحيطة بهدف النجاة (البقاء للأفضل)، فعملية التطور تتجه دوماً نحو الكائن الحي الأفضل و الأقرب إلى المثالية. وفعلاً، لم تلبث الافكار السابقة طويلاً حبيسة المختبرات، حيث تم فعلياً طرح فكرة الخوارزميات (GA) الجينية التي هي جزء من الحوسبة التطورية بشكل رسمي في الولايات المتحدة عام 1970 من قبل بروفيسور في علوم الحاسب من جامعة ميشيغان (University of michigan) يدعى جون هولاند (Johon Holland)، وقد كان قد بدأ بالعمل عليها منذ بدايات الستينيات، وكان هدفه فهم إجرائية التطور الطبيعية وتصميم نظم صناعية لها مميزات مشابهة للنظم الطبيعية.

إن الدافع المستمر لتحسين أداء النظم الحسابية، جعل من الخوارزميات الجينية حلاً مغرياً وجذاباً من أجل حل بعض مسائل إيجاد الحل الأمثل التي لم يكن من الممكن حلها بزمناً معقول باستخدام بقية الطرق التقليدية السائدة. لقد عرفت الخوارزمية الجينية على أنها طريقة لإيجاد الحلول المثلى [63]، و هي تستند إلى مبادئ الاختيار الطبيعي وعلم الوراثة السكاني. بحيث أن هذه الخوارزمية قد استخدمت في العديد من التطبيقات المختلفة مثل معالجة الإشارة و علم الإنسان الآلي (Robotics) و تعريف النظم و النمذجة و هندسة التصميم و تمييز الأنماط [64].

الخوارزمية الجينية هي عبارة عن طريقة تكرارية لإيجاد الحل الأمثل، يمكن استخدامها في حال غياب أي معرفة أو معلومات عن المشكلة. تبدأ الخوارزمية الجينية بحثها ضمن توزيع عشوائي من الحلول، ثم يتم تطبيق عمليات التجدد الحيوي، وهي بشكل أساسي الاختيار (selection) و التهجين (crossover) والطفرة (mutation) حيث أن التهجين و الطفرة قد

أضيفت بقصد تجديد الحلول و التخلص من النهايات الصغرى المحلية (local minima) و يتم تكرار هذه العمليات لعدد معروف من المرات أو حتى إنجاز الهدف المحدد. يمكن توضيح مبدأ عمل الخوارزمية الجينية من خلال المخطط التدفقي الذي يوضحه الشكل 19-6.



الشكل 19-6 المخطط التدفقي لعمل الخوارزمية الجينية البسيطة

إن العنصر الأساسي الذي تتم معالجته من قبل هذه الخوارزمية هو السلسلة، وعادةً ما يتم حفظ مجموعة السلاسل التي تمثل حلاً للمشكلة من قبل هذه الخوارزمية، ومن ثم تتم معالجتها عن طريق عمليات الاختيار (Selection) و التهجين (Crossover) و الطفرة (Mutation). يتم في عملية الاختيار انتقاء السلاسل التي لها تابع كفاءة ذو قيمة عالية من أجل عملية إعادة الإنتاج أو التوالد لإنتاج جيل جديد. أما عملية التهجين فهي تستخدم لتبادل الخصائص لسلسلتين بطريقة عشوائية من أجل إنتاج جيل جديد يوافق المواصفات المرغوبة. في حين أن الطفرة هي عبارة عن عملية تبديل عشوائية لخانه أو عدة خانات من السلسلة والتي تساعد على التخلص من الحلول ذات النهايات المحلية وذلك كما يوضح الشكل 19-6.

1.6.6. عوامل (مشغلات) الخوارزمية الجينية

عند بدء الخوارزمية الجينية يتم إنشاء مجموعة من الحلول المحتملة كما هو موضح في الشكل 19-6. كل عنصر من هذه المجموعة يتم تنظيمه في سلاسل من الصبغيات (chromosomes) لكي تعالج عن طريق العوامل الجينية. ومن ثم يقدر أداء كل عضو من المجموعة (population) من خلال تابع الهدف أو الدالة الموضوعية التي قد فرضت بالاعتماد على المشكلة أو المسألة المطروحة. بحيث تكون هذه العملية أول زوج محدد من الأفراد التي سيتم اقترانها مع بعضها البعض خلال التوالد (Reproduction). يخصص لكل فرد قيمة كفاءة

وملائمة مشتقة من قياس أداءه الأولي، بحيث يعطى من خلال التابع الهدف أو الدالة الموضوعية. هذه القيمة تستخدم في تحديد الأفراد الأكثر لياقة وكفاءة. حيث أن الأفراد الأعلى كفاءة يمتلكون الاحتمال الأكبر لبدء تحديدهم واختيارهم للاقتران مع بعضهم البعض، بينما الأفراد الأقل كفاءة ولياقة يكون لديهم احتمال منخفض لتحديدهم من أجل الارتباط مع بعضهم البعض [65].

1.1.6.6. تمثيل وتهيئة الفئة (السكان)

إن كل صبغي (chromosome) هو عبارة عن مجموعة من البيانات التي تحمل سلسلة من البارامترات أو الجينات (المورثات). بحيث أن هذه السلسلة يمكن أن تخزن، على سبيل المثال كسلسلة من الأعداد الثنائية (التمثيل الثنائي) أو كمصفوفة من الأعداد الصحيحة (النقطة العائمة أو التمثيل الحقيقي المشفر). و المورثة هي فرع من الصبغي والتي يشفر فيها عادةً قيمة بارامتر وحيد.

2.1.6.6. قيمة الكفاءة أو اللياقة و دالة (تابع) الهدف

يرتبط تابع الهدف وبشكل مباشر بالمشكلة أو التطبيق الذي يطبق عليه الخوارزمية الجينية. وفي معظم الحالات يكون هدف التحقيق الأمثل أو عملية البحث للخوارزمية الجينية هو أما لتقليل أو زيادة تابع الهدف. وهنا تجدر الإشارة إلى أن الأفراد الأكثر كفاءة ولياقة سوف يملكون القيمة العددية الأخفض للدالة الموضوعية ذات الصلة [66].

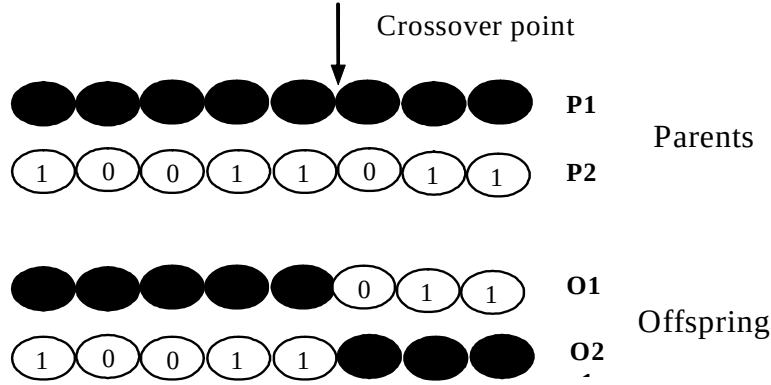
3.1.6.6. الاختيار أو الانتقاء (Selection)

بعد تقييم الأفراد و تخصيص قيم الكفاءة، تتم عملية اختيار الأفراد (افتراضياً حسب الكفاءة) الذين سيكونون آباء للجيل التالي. و تصنف الفئة من الأفضل إلى الأسوأ، وكل فرد ينسخ عدد من المرات حسب قيمة الكفاءة، ومن ثم يتم الاختيار المناسب عشوائياً وفق نظرية الاحتمالات.

4.1.6.6. التهجين والطفرة (Crossover & Mutation)

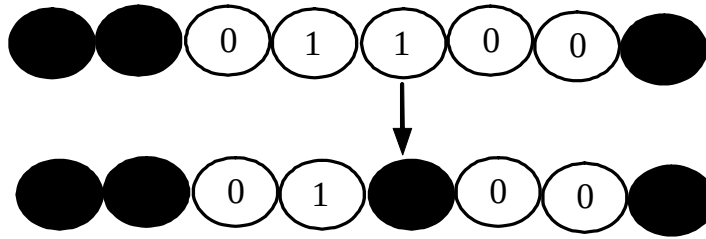
إن كلا من الطفرة والتهجين هما عاملان وراثيان أساسيان. بحيث أن التهجين هو العامل الأساسي المسؤول عن إنتاج مورثات جديدة في الخوارزمية الجينية (GA). حيث يتم أخذ مورثتين ومن ثم تبادل جزء من معلوماتهم الوراثية لإنتاج مورثات جديدة. يتم اختيار نقطة أو نقاط التبادل بشكل عشوائي. وأسهل أشكال التهجين هو ذلك التهجين الناتج عن نقطة تبادل

وحيدة كما يظهر في الشكل 20-6 حيث أنه في نقطة التهجين، فإن أجزاء سلاسل الآباء (P1) و (P2) قد استبدلت لإنتاج سلاسل نسل جديد (O1) و (O2):



الشكل 20-6 عملية التهجين (crossover)

الطفرة هو عامل وراثي آخر هام، والذي ينتج بنى وراثية جديدة للفئة (السكان)، التي تساعد الخوارزمية على التخلص والهروب من أفخاخ النهايات المحلية. وهي تطبق عن طريق التبديل بين الفينة والأخرى لبت عشوائي في الصبغي. الشكل 21-6 يبين عملية الطفرة المطبقة على البت الخامس من السلسلة. مع العلم أن التعديل المنتج بواسطة الطفرة لا يرتبط بأي بنى صبغية سابقة في الفئة، بحيث تيم تشكيل البنى الجديدة من أجل زيادة فضاء البحث.



الشكل 21-6 عملية الطفرة (mutation)

5.1.6.6. إعادة الإدخال أو إعادة الإنتاج (Reinsertion)

لقد تم تطوير عدد من الاستراتيجيات التي تبين كيفية و أي أفراد من الأجيال الجديدة سوف تستبدل أفراد الجيل القديم. فعندما يتم اختيار أعضاء الفئة الذين يتوجب استبدالهم، فإن الإستراتيجية الأكثر منطقية هي أن يحل الأعضاء الجدد محل الأعضاء الأقل كفاءة و لياقة. وهذا يؤكد على حد أبعد بأن استبدال الأعضاء الأقل لياقة يطبق بشكل فعال إستراتيجية نخبوية صافية بحيث أن الكفاءة العظمى ستبقى ذات الاحتمالية الأعلى خلال الأجيال المتعاقبة. إن استخدام النخبة يضمن بأن الكفاءة العظمى للفئة لن تتناقص أبداً من جيل لآخر، وهي تنتج عادةً تقارب أو نقاط التقاء أسرع للفئة.

2.6.6. عملية إنهاء الخوارزمية الجينية (Termination of the GA)

بما أن الخوارزمية الجينية هي طريقة بحث إحصائية، فإنه من الصعب التحديد وبشكل رسمي معايير التقارب التي يتوجب عندها إنهاء عمل هذه الخوارزمية. فمثلاً يمكن أن يبقى تابع كفاءة السكان ذو قيمة ثابتة لعدد كبير من تتابع الأجيال قبل الوصول إلى الفرد ذو تابع كفاءة له قيمة عالية، وبالتالي فإن تطبيق معايير الإنهاء التقليدية يصبح عملية ليست بالسهلة. لكن التقليد المعتاد والعملية لإنهاء عمل الخوارزمية الجينية هو أن يتم الحصول على عدد محدد من الأجيال ومن ثم اختبار أعضاء الفئة الأكثر كفاءة لحل المشكلة المعروفة.

7.6. تصميم الخوارزمية الجينية المستخدمة في مرحلة موازنة النموذج

قبل إضافة العضلات

استخدمت (GA) لتصميم وإيجاد أفضل البارامترات لمتحكم (PID) بهدف التوصل إلى موازنة نموذج جسم الإنسان في المرحلة التي تسبق إضافة نماذج عضلات الطرفين السفليين. حيث تم ترميز بارامترات المتحكم كسلسلة ثنائية رقمية مؤلفة من عشرين خانة باستخدام الترميز الرمادي كما في الشكل 6-22، ومن ثم تم وضع هذه البارامترات المرمزة على شكل سلسلة وذلك لتشكيل الصبغي (Chromosome)، حيث تم استخدام (GA) ذات طول صبغي محدد. كما تم إنتاج عشرين فرد (حلول محتملة) كل فرد له تسع سلاسل تمثل البارامترات الثلاثة لمتحكم (PID)، وبما أنه لدينا ثلاثة متحكمات ضمن الدائرة التحكيمية وكل متحكم له ثلاثة بارامترات فيكون لدينا تسعة سلاسل. يتم إرسال قيم هذه السلاسل (البارامترات) إلى نموذج (Simulink). يتراوح مجال قيم بارامترات المتحكم (PID) ما بين [0, 200].

1.7.6. تابع الهدف المستخدم لإيجاد الحل الأمثل باستخدام (GA)

إن الهدف من هذه العملية هو جعل الخطأ في زوايا كلاً من مفاصل الورك والركبة والكاحل أقل ما يمكن. ومهمة تابع الهدف Objective Function (ObjFun) هو تقليل متوسط مربعات الخطأ كما تبين المعادلات التالية التي تعبر عن كلاً من تابع الهدف لمفصل الورك كما في المعادلة (6-6)، تابع الهدف لمفصل الركبة كما في المعادلة (7-6)، أما تابع الهدف لمفصل الكاحل فتبينه المعادلة (8-6)، في حين تبين المعادلة (9-6) تابع الهدف لمجموع متوسط مربعات الأخطاء في زوايا المفاصل الثلاثة.

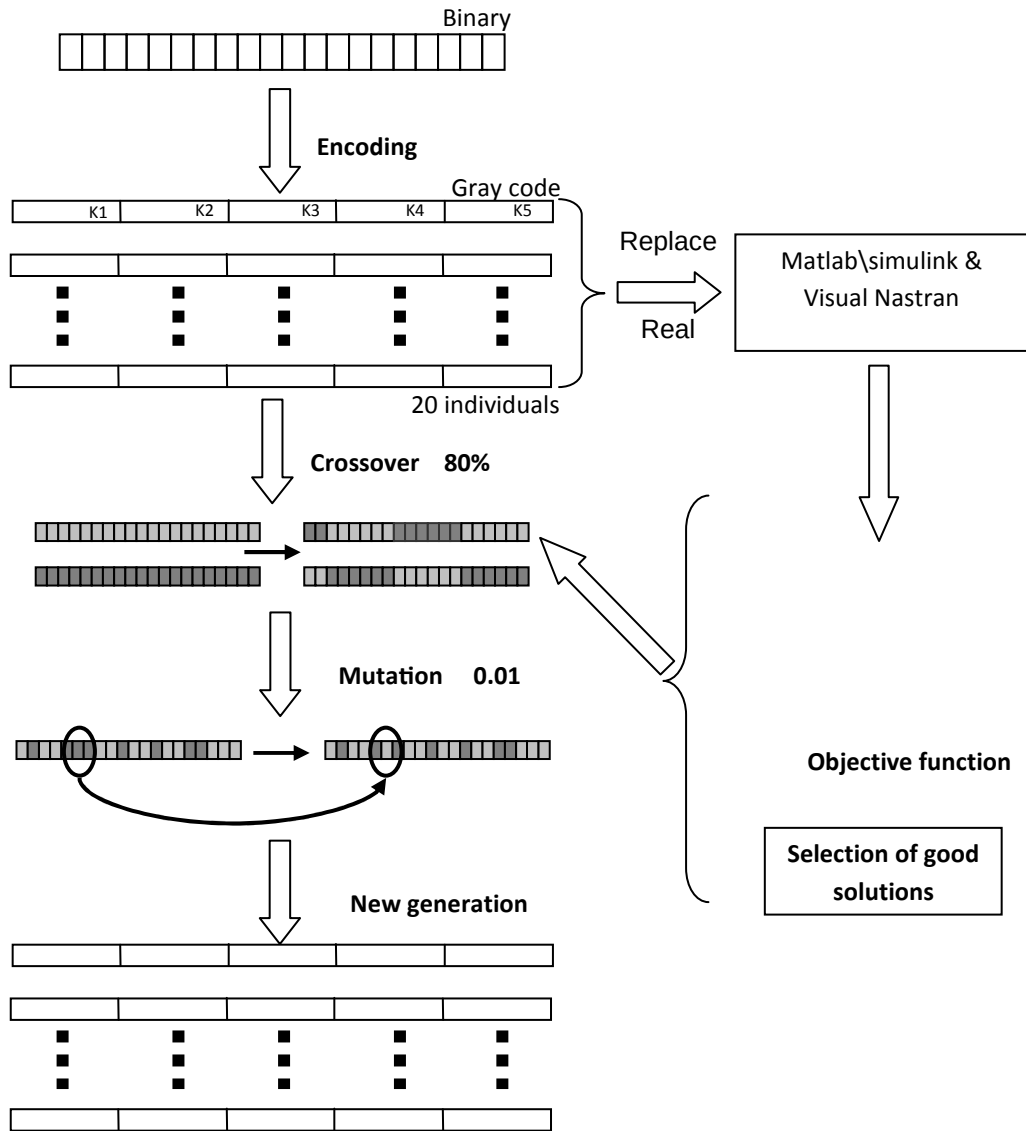
$$ObjFun_{Hip} = \text{Objective Function for Hip} = \frac{\sum_{i=1}^N (\theta_{Hip} - \theta_{Hip-Ref})^2}{N} \quad \dots\dots(6-6)$$

$$ObjFun_{Knee} = \text{Objective Function for Knee} = \frac{\sum_{i=1}^N (\theta_{Knee} - \theta_{Knee-Ref})^2}{N} \quad \dots\dots(7-6)$$

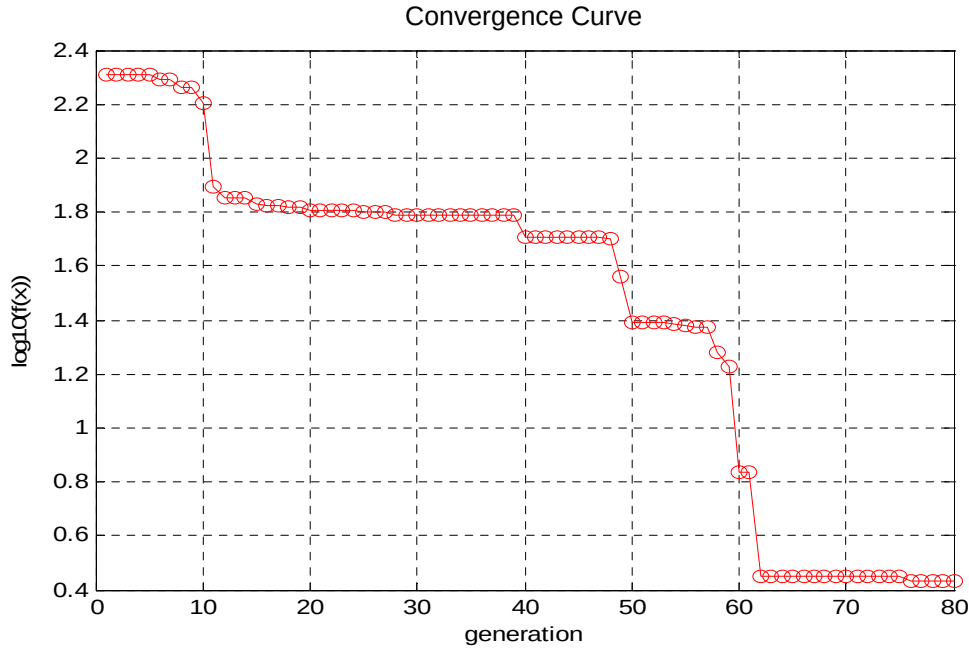
$$ObjFun_{Ankle} = \text{Objective Function for Ankle} = \frac{\sum_{i=1}^N (\theta_{Ankle} - \theta_{Ankle-Ref})^2}{N} \quad \dots(8-6)$$

$$\text{Objective Function} = ObjFun_{Hip} + ObjFun_{Knee} + ObjFun_{Ankle} \quad \dots\dots(9-6)$$

حيث أن كلاً من $(ObjFun_{Hip})$ و $(ObjFun_{Knee})$ و $(ObjFun_{Ankle})$ هي توابع الهدف لكل من مفصل الورك والركبة والكاحل على التوالي، بينما تعبر (N) عن عدد العينات المأخوذة خلال زمن المحاكاة. أما (θ_{Hip}) و (θ_{Knee}) و (θ_{Ankle}) فهي المسارات الزاوية الفعلية لكل من مفصل الورك ومفصل الركبة ومفصل الكاحل على التوالي (قياس زوايا المفاصل مع الزمن). في حين أن $(\theta_{Hip-Ref})$ و $(\theta_{Knee-Ref})$ و $(\theta_{Ankle-Ref})$ هي قيم الزوايا المرجعية أو المرغوبة لكل من مفصل الورك و مفصل الركبة ومفصل الكاحل على التوالي. إن معدل التهجين (Crossover Rate) لهذه العملية ومعدل الطفرة هما على التوالي (80%) و (0.01) كما يبين الشكل 22-6. و يبين الشكل 23-6 أحد منحنيات التقارب (Convergence Curve) الذي تظهر عدم حدوث أي تغيير في مجموع متوسط مربع الأخطاء بعد الجيل ذو الرقم 75، لذلك تم تشغيل (GA) إلى عدد أعظمي من الأجيال وقدره 20 جيل. أخيراً لابد من الإشارة إلى الزمن الطويل الذي تتطلبه عملية المعالجة باستخدام هذه الخوارزمية عند زيادة عدد الأجيال لقيم أكبر والذي يعتبر من العوائق التي واجهتنا. حيث سيتم إدراج النتائج في الفصل اللاحق.



الشكل 22-6 تسلسل خطوات المعالجة باستخدام الخوارزمية الجينية (GA).



الشكل 23-6 منحنى التقارب الذي يبين تناقص لوغارتم تابع الهدف مع زيادة عدد الأجيال

8.6. تصميم الخوارزمية الجينية المستخدمة في مرحلة موازنة النموذج بعد إضافة العضلات

تم استخدام الخوارزمية الجينية في هذه المرحلة على غرار المرحلة السابقة (مرحلة موازنة نموذج جسم الإنسان خلال الوقوف قبل إضافة نماذج العضلات) و تم ضبط بارامترات متحكمات (PID) للدائرة التحكمية من أجل الحصول على توازن لنموذج جسم الإنسان خلال عملية الوقوف. إن عدد البارامترات الواجب ضبطها هو (18) بارامتر، بينما كانت في المرحلة الأولى (9) بارامترات. حيث سيتم استخدام نفس توابع الهدف لكل من مفاصل الطرفين السفليين (الورك، الركبة، الكاحل) والتي تبينها كلاً من المعادلات (6-6, 7-6, 8-6)، بالإضافة إلى تابع الهدف لمجموع متوسط مربعات الأخطاء في زوايا المفاصل الثلاثة والتي يوضح من خلال المعادلة (6-9). بالنسبة لزمن المحاكاة فهو (2.5 Sec). كما أن معدل التهجين (Crossover Rate) لهذه العملية ومعدل الطفرة هما على التوالي (80%) و (0.01) كما في المرحلة الأولى. بالنسبة لعدد الأجيال فهو (100) جيل. والجدول التالي يبين قيم بارامترات متحكمات (PID) التي تم ضبطها باستخدام الخوارزمية الجينية.

الجدول 1-6 بارامترات المتحكمات (PID) الناتجة بعد تطبيق الخوارزمية الجينية (GA)

رمز بارامتر المتحكم	دلالة هذا البارامتر	قيمه
ka11	بارامتر المتحكم التناسبي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الكاحل	3.323911
ka12	بارامتر المتحكم التكاملي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الكاحل	3.1049853
ka13	بارامتر المتحكم التفاضلي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الكاحل	8.6124312
ka21	بارامتر المتحكم التناسبي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الكاحل	6.1790811
ka22	بارامتر المتحكم التكاملي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الكاحل	5.0772429
ka23	بارامتر المتحكم التفاضلي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الكاحل	3.8868178
kh11	بارامتر المتحكم التناسبي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الورك	7.5531555
kh12	بارامتر المتحكم التكاملي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الورك	5.7687338
kh13	بارامتر المتحكم التفاضلي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الورك	4.612393
kh21	بارامتر المتحكم التناسبي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الورك	0.48154877
kh22	بارامتر المتحكم التكاملي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الورك	7.9635791
kh23	بارامتر المتحكم التفاضلي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الورك	9.6219536
kk11	بارامتر المتحكم التناسبي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الركبة	7.3519014
kk12	بارامتر المتحكم التكاملي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الركبة	1.2299168
kk13	بارامتر المتحكم التفاضلي للمتحكم (PID) المسؤول عن بسط مفصل الركبة	5.3913931
kk21	بارامتر المتحكم التناسبي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الركبة	2.9003457
kk22	بارامتر المتحكم التكاملي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الركبة	9.8028658
kk23	بارامتر المتحكم التفاضلي للمتحكم (PID) المسؤول عن قبض مفصل الركبة	4.3719429

9.6. الخاتمة

تم من خلال هذا الفصل توضيح كلاً من دارتي التحكم ضمن بيئة (Matlab/Simulink) اللازميتين للتحكم بموازنة نموذج جسم الإنسان. حيث تم في المرحلة الأولى موازنة نموذج جسم الإنسان بدون أن تتضمن الدائرة التحكمية أية نماذج لعضلات الطرفين السفليين. أما في المرحلة الثانية فتمت موازنة نموذج جسم الإنسان من خلال التحكم بالعزوم الناتجة عن نماذج عضلات الطرفين السفليين أي أن الدائرة التحكمية في المرحلة الثانية تضمنت نماذج لعضلات الطرفين السفليين المبنية باستخدام برنامج العضلات الافتراضية (VM). و تمت عملية موازنة نموذج الجسم البشري في المرحلتين السابقتين من خلال الضبط الدقيق للقيم المناسبة لبارامترات متحكمات (PID) ضمن الدائرة التحكمية لكل من المرحلتين السابقتين باستخدام إحدى تقنيات الذكاء الصناعي، حيث تمت الاستعانة بتقنية الخوارزمية الجينية (GA) للحصول على هذا الضبط الدقيق لتلك البارامترات.

الفصل السابع

دراسة وتحليل النتائج

1.7. مقدمة

تهدف الأنظمة المساعدة للمشي كأنظمة الروبوت (Robotic systems) وأنظمة الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES) إلى تحقيق التوازن خلال الوقوف و النشاطات اليومية الأخرى لمرضى الشلل السفلي (paraplegics). لذلك فقد تمت في هذا الفصل دراسة القوى و العزوم المؤثرة على المفاصل خلال التوازن في حالة الوقوف بالإضافة إلى دراسة جدوى استخدام متحكم الـ PID البسيط في التحكم بالتوازن أثناء الوقوف في الحالتين (بإضافة العضلات و بدون العضلات).

2.7. نتائج محاكاة التوازن قبل إضافة العضلات إلى نموذج الجسم البشري

بعد أن تم الحصول على الدارة التحكمية النهائية وذلك كما يوضح الشكل 6-13 تم ضبط بارامترات المتحكمات الثلاثة على عدّة مراحل:

1.2.7. مرحلة استخدام المتحكم التناسبي (Proportional controller)

في البداية تم استخدام المتحكم التناسبي لكل من المتحكمات الثلاثة في حين بقيت المتحكمات التكاملية والتفاضلية في حالة عدم تفعيل كما يبين الجدول 7-1، ثم تم ضبط قيم الثابت التناسبي P حتى تم الوصول إلى أقل تأرجح ممكن لنموذج جسم الإنسان، و عندها تم الانتقال إلى المرحلة التالية :

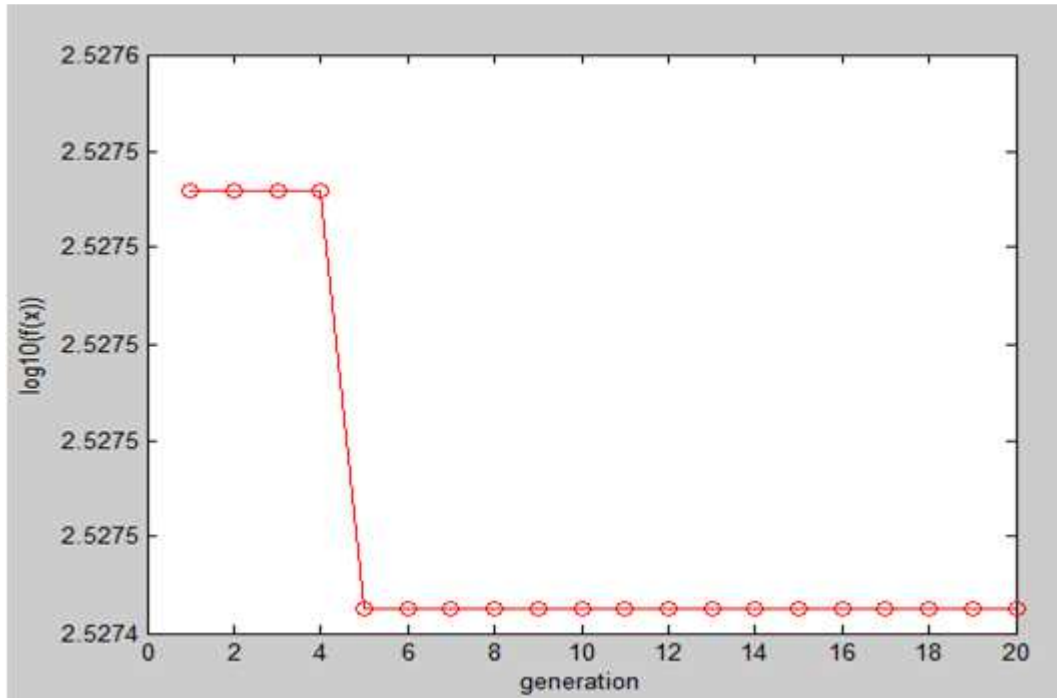
الجدول 7-1 قيم بارامترات المتحكم التناسبي

المتحكم	قيمه
المتحكم التناسبي (P) Proportional (P)	$P=1$
المتحكم التكامل (I) Integral (I)	$I=0$
المتحكم التفاضلي (D) Derivative (D)	$D=0$

2.2.7. مرحلة استخدام المتحكم التناسبي - التكامل - التفاضلي (PID Controller)

بعد ذلك تم استخدام المتحكم التناسبي التفاضلي (PD) و تبين أن استخدامه لم يحقق التوازن المنشود لذلك كان لابد من استخدام متحكم الـ PID أي المتحكم الذي يضم البارامترات الثلاثة (التناسبي و التفاضلي و التكامل). حيث تبين من خلال العمل السابق أن استخدام المتحكم التناسبي (P) أدى إلى الزيادة المفرطة للعزم المطبق على المفاصل وهذا بدوره أدى إلى تغيرات كبيرة في المسارات الزاوية لهذه المفاصل، أما المتحكم التناسبي - التفاضلي (PD) فقد أدى إلى انخفاض ملحوظ بالقيمة المفرطة

للعزم وبالتالي تصغير القيم الكبيرة للمسارات الزاوية للمفاصل الثلاثة (الكاحل- الركبة - الورك) وذلك لأن إدخال المتحكم التفاضلي أدى إلى استجابة النموذج بشكل أفضل للتغيرات السريعة، بيد أن التوازن المنشود لنموذج جسم الإنسان لم يتحقق على النحو المطلوب لذلك كان لابد من استخدام المتحكم التناسبي التكاملي التفاضلي و قد تبين أنه أفضل المتحكمات السابقة من حيث الأداء، و بعد عدد كبير من تجارب المحاولة والخطأ (Trial and Error) لم يتم التوصل إلى الأداء المطلوب لنظام التحكم و ذلك لصعوبة ضبط بارامترات المتحكمات حيث يتم ضبط ثلاثة بارامترات لكل متحكم (تسع بارامترات)، بالإضافة إلى عدم وجود معادلات رياضية لنموذج جسم الإنسان إذ أن النموذج مبني في برنامج الـ VN و الذي يقوم بالنمذجة و المحاكاة من دون إظهار المعادلات الرياضية، لذلك تمت الإستعانة بإحدى تقنيات الذكاء الصناعي وتحديدًا الخوارزمية الجينية (Genetic Algorithm) و ذلك للبحث الآلي عن البارامترات التسع التي تحقق أفضل توازن لنموذج الجسم البشري، حيث تم شرح هذه الخوارزمية و كيفية تطبيقها على النظام التحكمي المستخدم لموازنة نموذج جسم الإنسان أثناء الوقوف بشكل مفصل في الفصل الرابع، ويبين الشكل 1-7 منحنى التقارب (Convergence Curve) الذي يظهر لو غارتم مجموع متوسط مربعات الأخطاء و الذي لم يظهر أي تغير أو تناقص بعد الجيل السابع لذلك تم إيقاف الخوارزمية بعد الجيل العشرين لعدم وجود أي تناقص في الخطأ و لأن النتائج كانت مرضية حيث استطعنا الحصول على البارامترات التي تعطينا التوازن المناسب لنموذج جسم الإنسان، كما يبين الجدول 2-7 قيم هذه البارامترات.

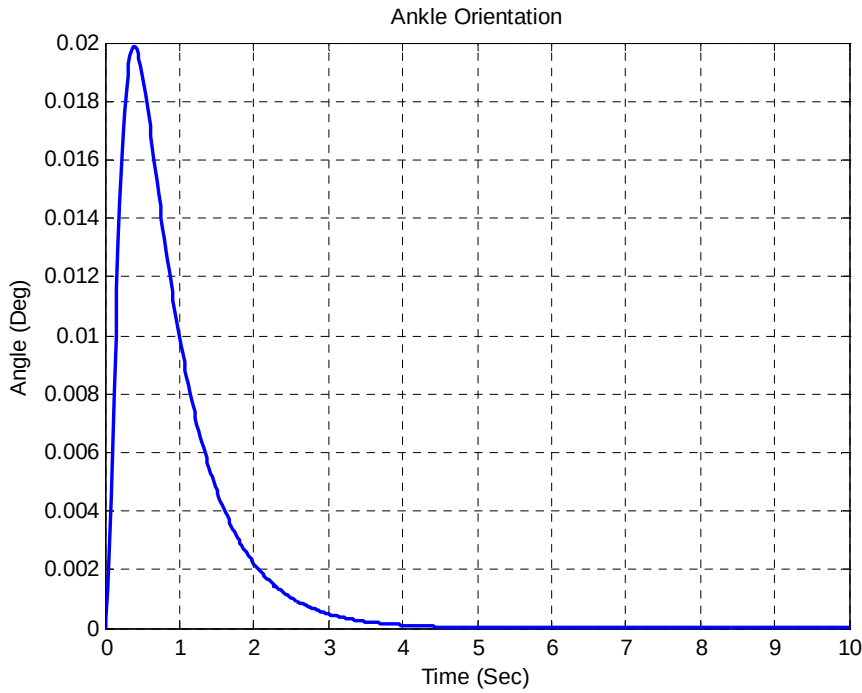


الشكل 1-7 منحنى التقارب لمجموع متوسط مربعات الأخطاء

الجدول 2-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بمفصلي الكاحل

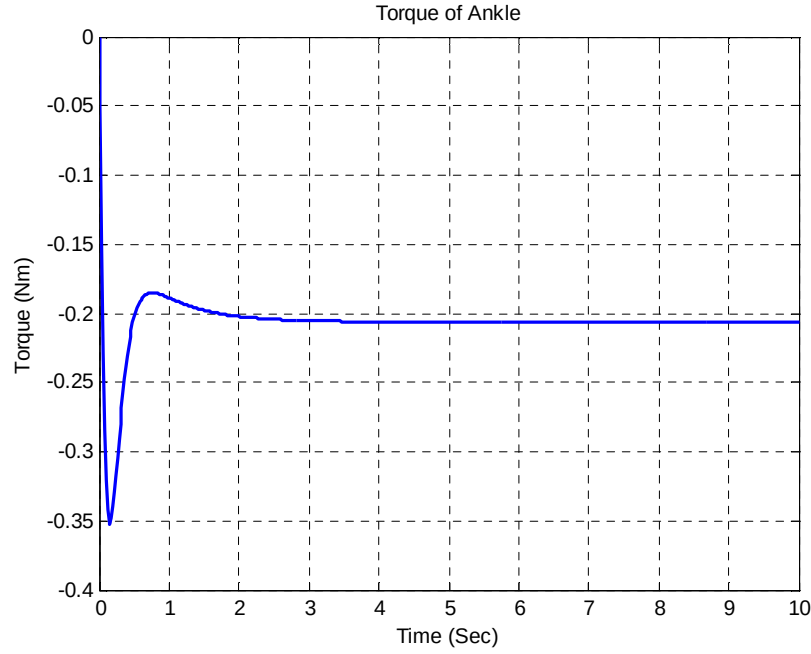
المتحكم	قيمه
المتحكم التناسبي (P) Proportional (P)	P=9.23
المتحكم التكامل (I) Integral (I)	I=9.96
المتحكم التفاضلي (D) Derivative (D)	D=2.83

و يوضح الشكل 2-7 النتيجة بعد تطبيق تقنية الخوارزمية الجينية لضبط بارامترات متحكمات الـPID، حيث يأخذ المسار الزاوي لمفصلي الكاحل قيمة زاوية صغيرة في البداية وهي (0.02° Deg) وهي تدل على زاوية انقباض مفصلي الكاحل ثم يعود ليستقر على القيمة 0 والتي تساوي القيمة المرجعية الزاوية لهذا المفصل طوال زمن الدراسة الذي قدره (10 Sec) ثانية.



الشكل 2-7 المسار الزاوي لمفصلي الكاحل

في حين يبين الشكل 3-7 القيمة الصغيرة لعزم البسط الذي تعرض له مفصلي الكاحل التي بلغت قيمته (0.206 Nm) وذلك نظراً لصغر قيمه زاوية القبض حيث يحاول هذا العزم بسط مفصلي الكاحل بالشكل المناسب الذي يعيده إلى مساره المرجعي المطلوب.



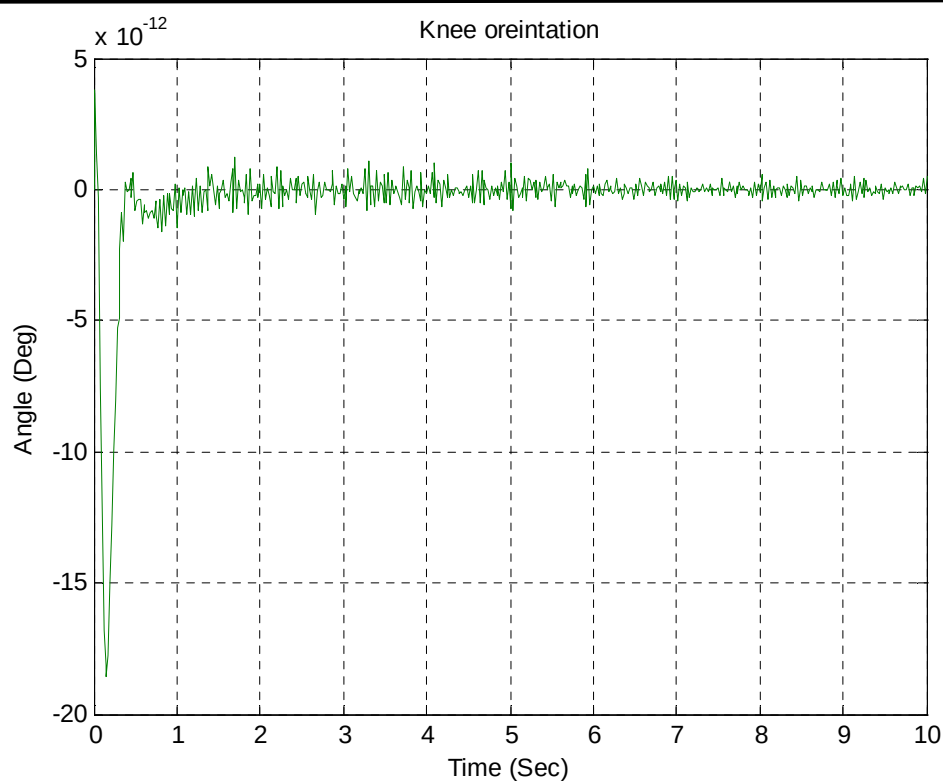
الشكل 3-7 عزم مفصلي الكاحل

أما من أجل بارامترات متحكم مفصلي الركبة فقد كانت كما يبينها الجدول 3-7:

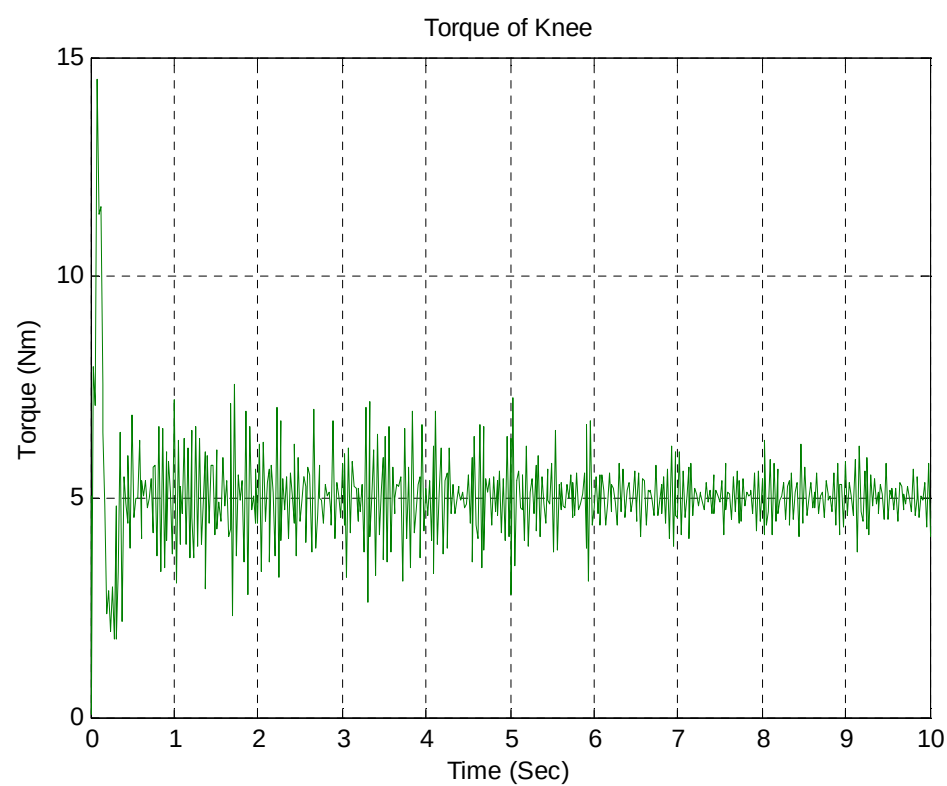
الجدول 3-7 قيم بارامترات متحكم الـ PID المسؤول عن التحكم بمفصلي الركبة

المتحكم	قيمه
المتحكم التناسبي (P)	P=1
المتحكم التكاملي (I)	I=0
المتحكم التفاضلي (D)	D=0.5

ويبين الشكل 4-7 المسار الزاوي الجيد لمفصل الركبة حيث أنه يأخذ في البداية قيمة زاوية صغيرة جداً والتي هي قريبة من الصفر ومن ثم يستقر على القيمة المرجعية. في حين يبين الشكل 5-7 قيمة عزم القبض الذي يخضع له مفصلي الركبة والبالغة قيمته (5 Nm) .



الشكل 4-7 المسار الزاوي لمفصلي الركبة



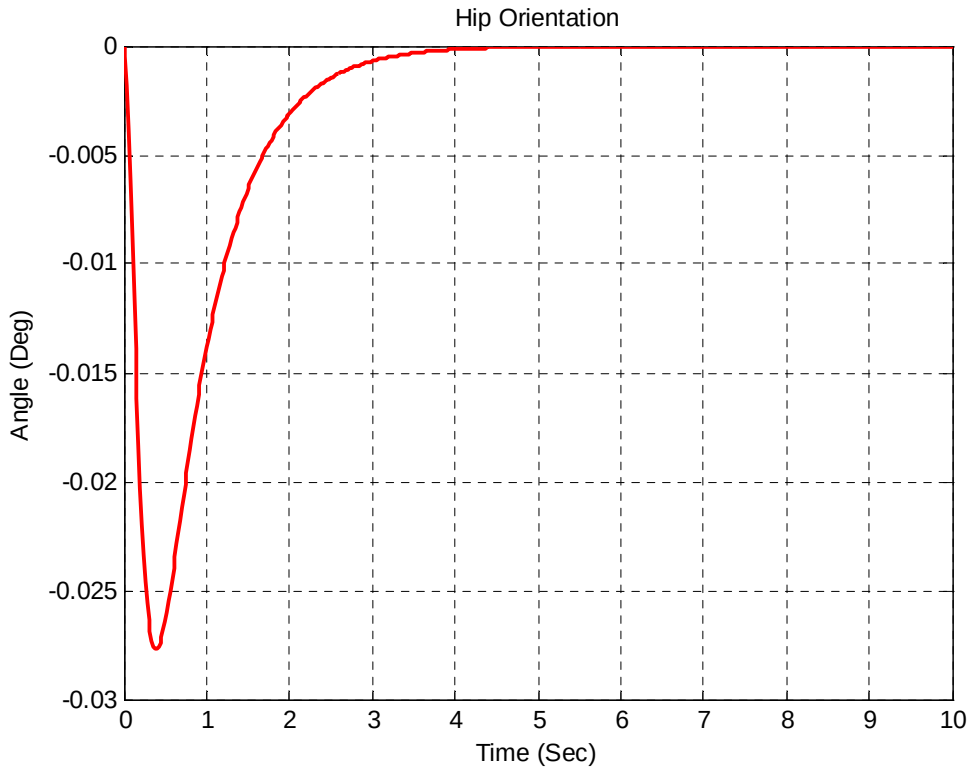
الشكل 5-7 عزم مفصلي الركبة

كما أن بارامترات مفصلي الورك مبينة في الجدول 4-7.

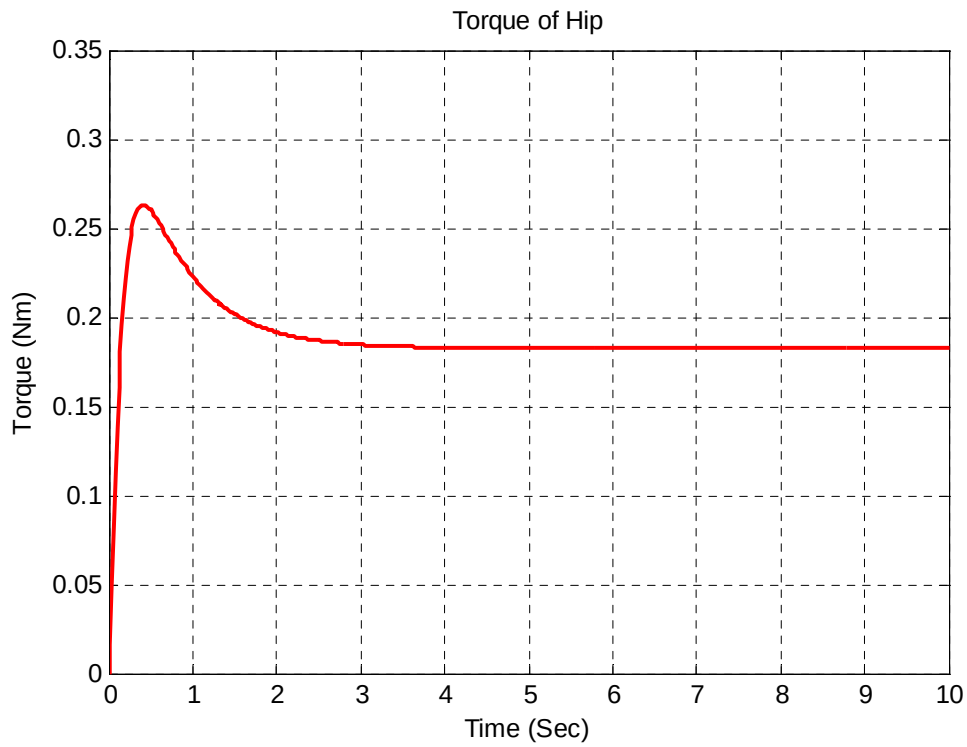
الجدول 4-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بمفصلي الورك

المتحكم	قيمه
المتحكم التناسبي (P) Proportional (P)	P=3.99
المتحكم التكاملي (I) Integral (I)	I=3.16
المتحكم التفاضلي (D) Derivative (D)	D=0.26

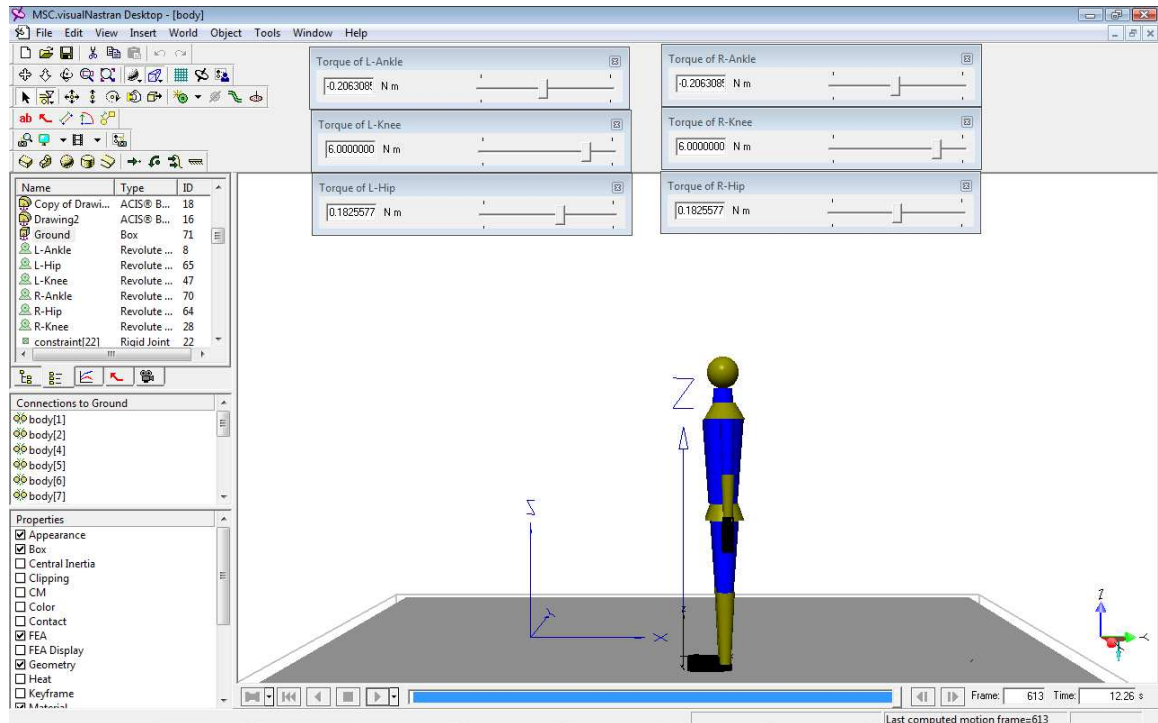
وكما يلاحظ من الشكل 6-7 الذي يبين لنا قيمة المسار الزاوي لمفصلي الورك حيث أنه يأخذ في البداية قيمة صغيرة (-0.027°) خلال زمن قصير وهي تشير إلى زاوية انبساط مفصلي الورك ثم يعود هذا المسار ليأخذ قيمة الصفر وذلك خلال كامل زمن الدراسة. في حين يبين الشكل 7-7 القيمة الصغيرة لعزم القبض الذي يتعرض له مفصلي الورك والبالغة قيمته (0.182 Nm) ليعيد المسار الزاوي إلى قيمته المرجعية. ويبين الشكلين 7-8 و 9-7 توازن نموذج جسم الإنسان خلال الوقوف.



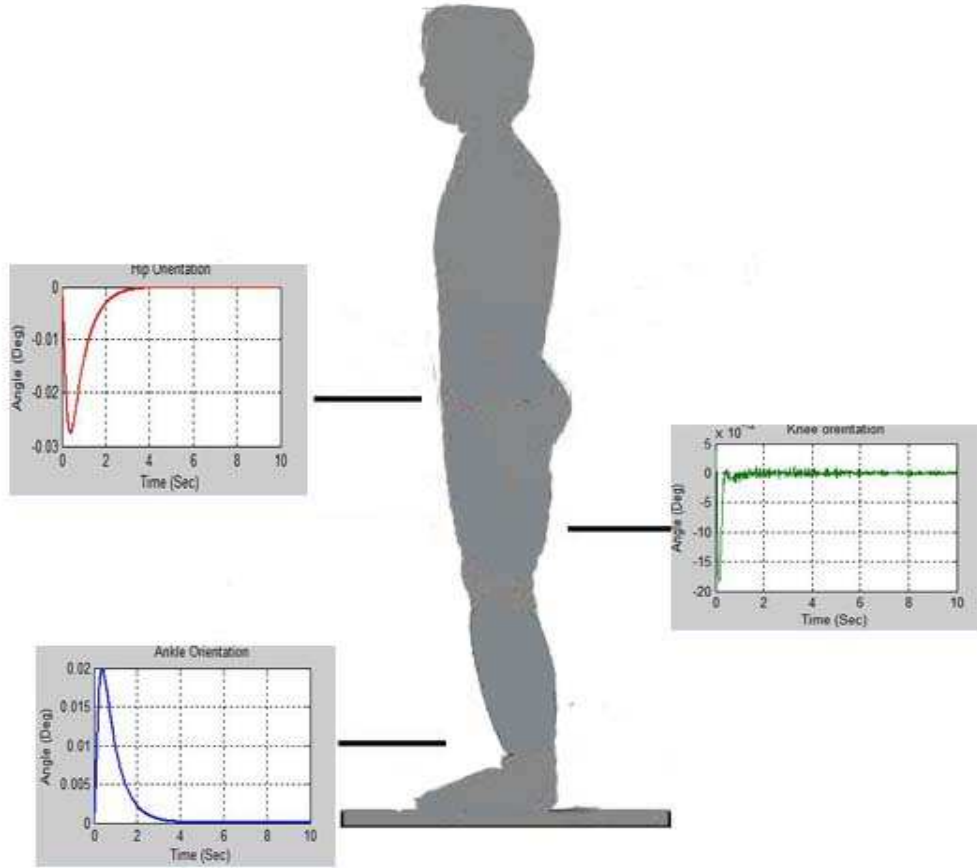
الشكل 6-7 المسار الزاوي لمفصلي الورك



الشكل 7-7 عزم مفصل الورك



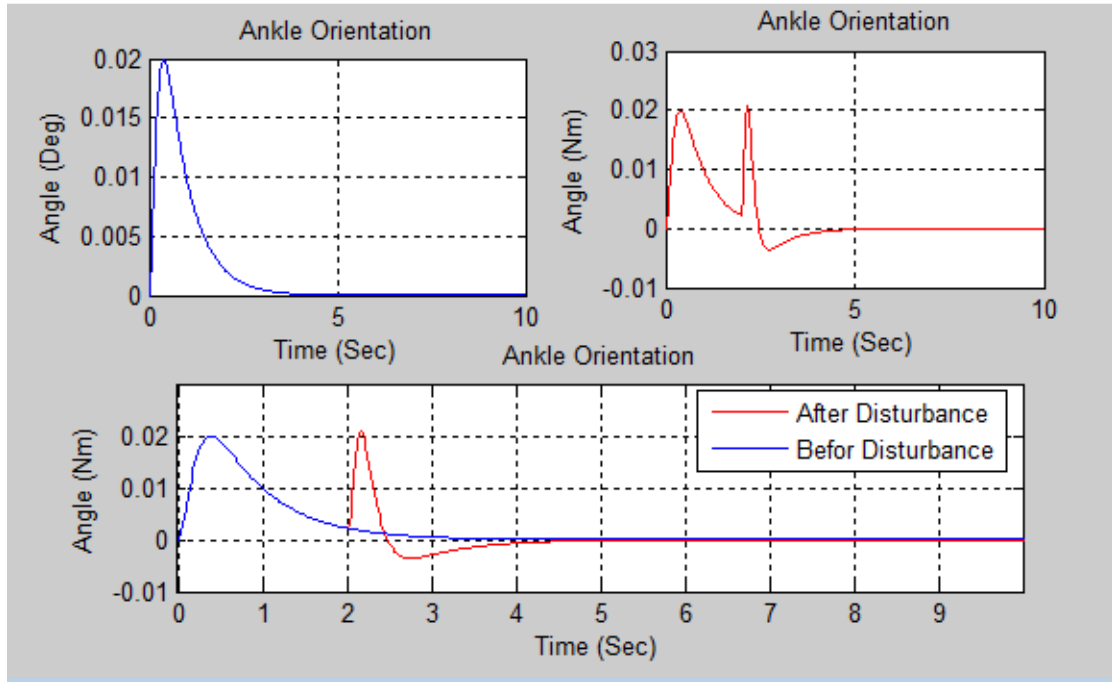
الشكل 8-7 توازن نموذج جسم الإنسان قبل إضافة العضلات



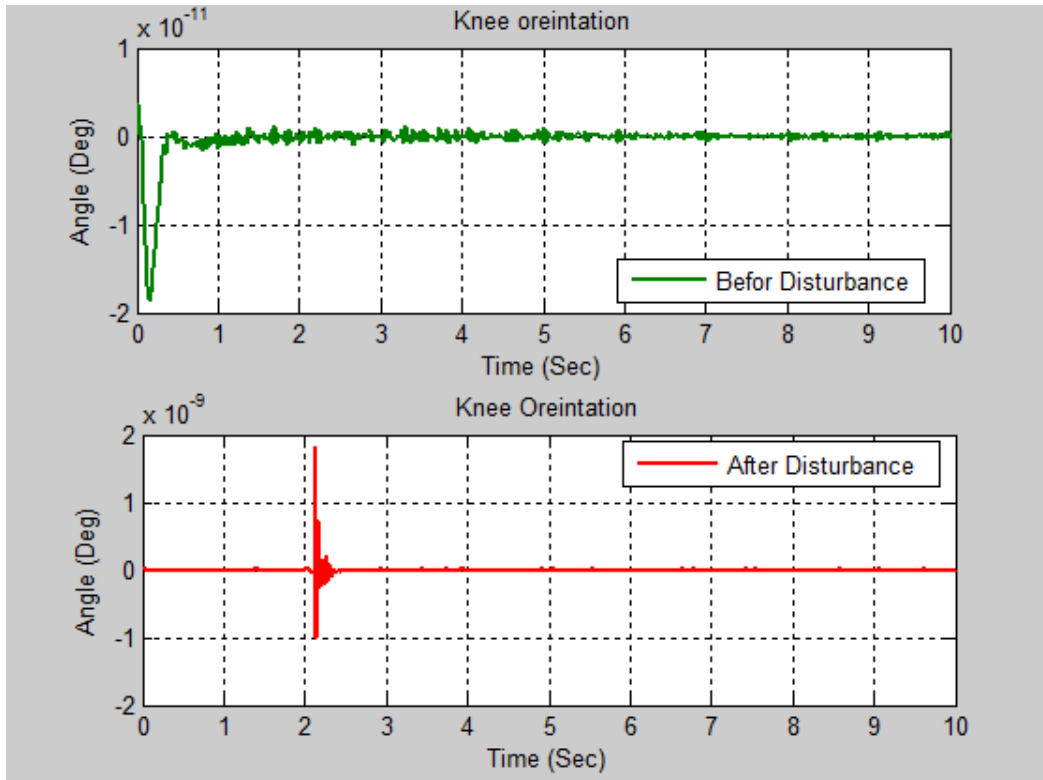
الشكل 9-7 توازن نموذج جسم الإنسان خلال عملية الوقوف

3.2.7. اختبار وثوقية توازن النموذج بإضافة اضطراب (Disturbance)

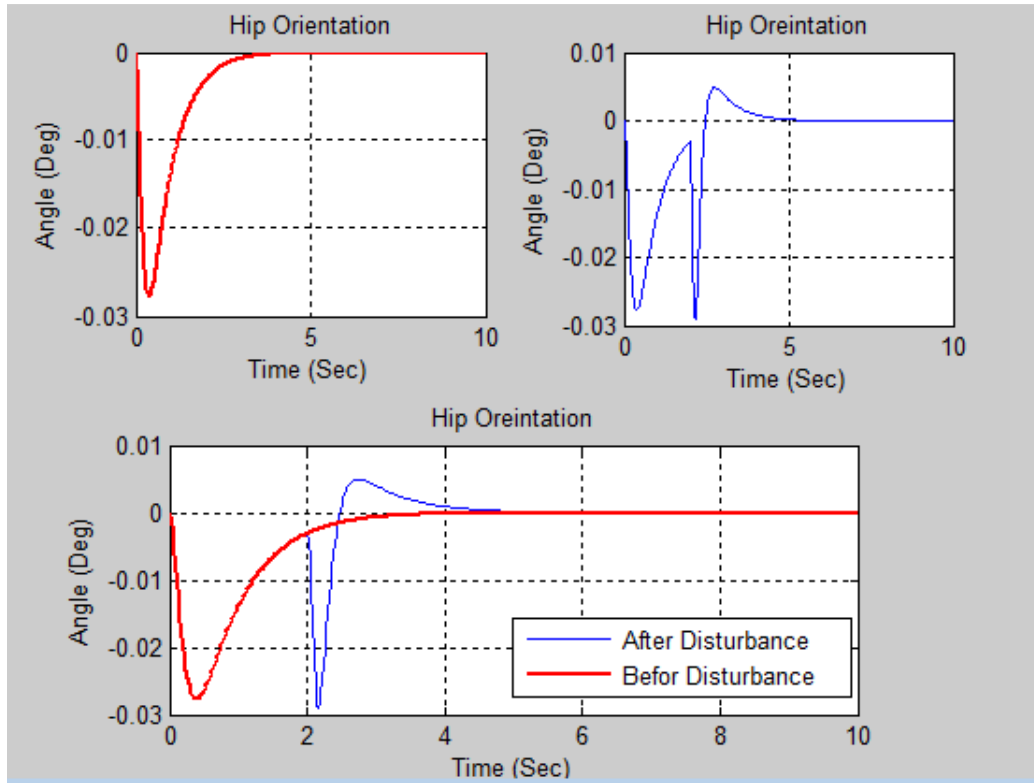
تم اختبار توازن النموذج خلال الوقوف وذلك بإضافة مؤثر خارجي (اختلال) على شكل قوة بلغت قيمتها حوالي (10 Nm) بين فاصلين زمنيين من فترة الدراسة هما (2 – 2.5 Sec) ثانية فكانت النتائج كما هو مبين في الأشكال 10-7 و 11-7 و 12-7 حيث توضح المخططات البيانية اختلال توازن النموذج بين الفترتين الزمنيةتين المحددتين حيث يظهر هذا الاختلال على شكل نبضة، ولكن النموذج عاد إلى وضع التوازن بزوال القوة المؤثرة، كما يظهر أثر هذا الاضطراب على التوازن بالنسبة لمفاصل كل من الكاحل و الركبة و الورك على التوالي، و كما هو ملاحظ فإن النموذج يعود إلى التوازن من جديد بمجرد إزالة القوة المؤثرة وهذا يدل على وثوقية طريقة التحكم وفعاليتها.



الشكل 10-7 نتائج المؤثر الخارجي على كلاً من المسار الزاوي والعزم لمفصلي الكاحل



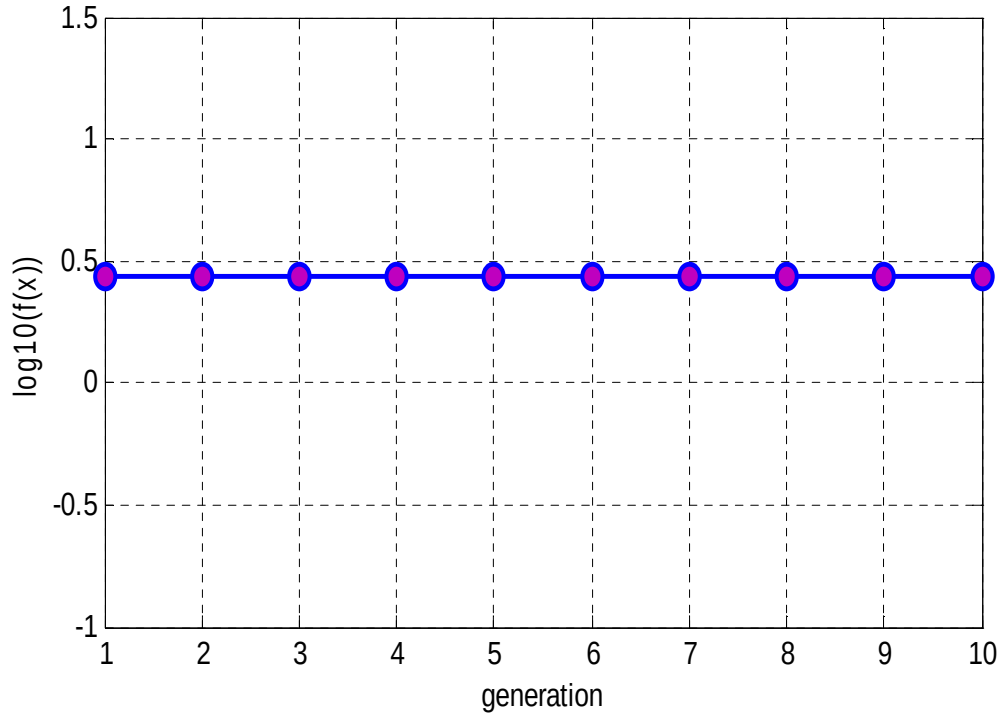
الشكل 11-7 نتائج المؤثر الخارجي على كلاً من المسار الزاوي والعزم لمفصلي الركبة



الشكل 12-7 نتائج المؤثر الخارجي على كلاً من المسار الزاوي والعزم لمفصلي الورك

3.7. نتائج محاكاة التوازن بعد إضافة العضلات إلى نموذج الجسم البشري

في هذا المرحلة تم بناء نماذج عضلات الطرف السفلي باستخدام برنامج الـ virtual muscle واختبار عمل كل نموذج للعضلة على حدة، كما هو مبين في الفصل (ضع رقم الفصل) و من ثم تم ربطها بنموذج جسم الإنسان، بحيث يكون خرج نموذج العضلة هو العزم اللازم لتحريك مفاصل الأطراف السفلية بحركات انسيابية سلسلة، تم بعد ذلك إدخال هذه النماذج ضمن الدارة التحكمية المسؤولة عن توازن نموذج جسم الإنسان بحيث يكون دخل نموذج العضلة هو الإشارة التحكمية الناتجة عن خرج المتحكم، و يمكن الرجوع إلى الدارة التحكمية النهائية في الشكل 6-15 الموجود في الفصل السادس و التي تم شرحها بمزيد من التفصيل. إن إضافة نماذج عضلات الأطراف السفلية إلى نظام التحكم أدى إلى زيادة تعقيد النظام بشكل كبير و أصبح النظام لا خطياً، و هذا أدى إلى صعوبة ضبط بارامترات المتحكمات التي تضاعف عددها عن المرحلة الأولى. لذلك كان لابد من الاستعانة بالخوارزمية الجينية (Genetic Algorithm) لضبط هذه البارامترات من أجل الحفاظ على توازن نموذج جسم الإنسان و استقرار النظام. و يبين الشكل 7-13 جزءاً من منحني التقارب للوغارتم مجموع متوسط مربعات الأخطاء في المسارات الزاوية لهذه المرحلة.



الشكل 7-13 جزءاً من منحنى التقارب الذي يبين التوصل إلى الحل الأمثل.

1.3.7. بارامترات متحكمي مفصلي الكاحل

1- بارامترات المتحكم المسؤول عن العضلات الباسطة لمفصل الكاحل وهذه العضلات هي (Soleus, Gastrocnemius medialis, Gastrocnemius latrailius) كانت على الشكل الذي يبينه الجدول 5-7.

الجدول 5-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم البسط لمفصلي الكاحل

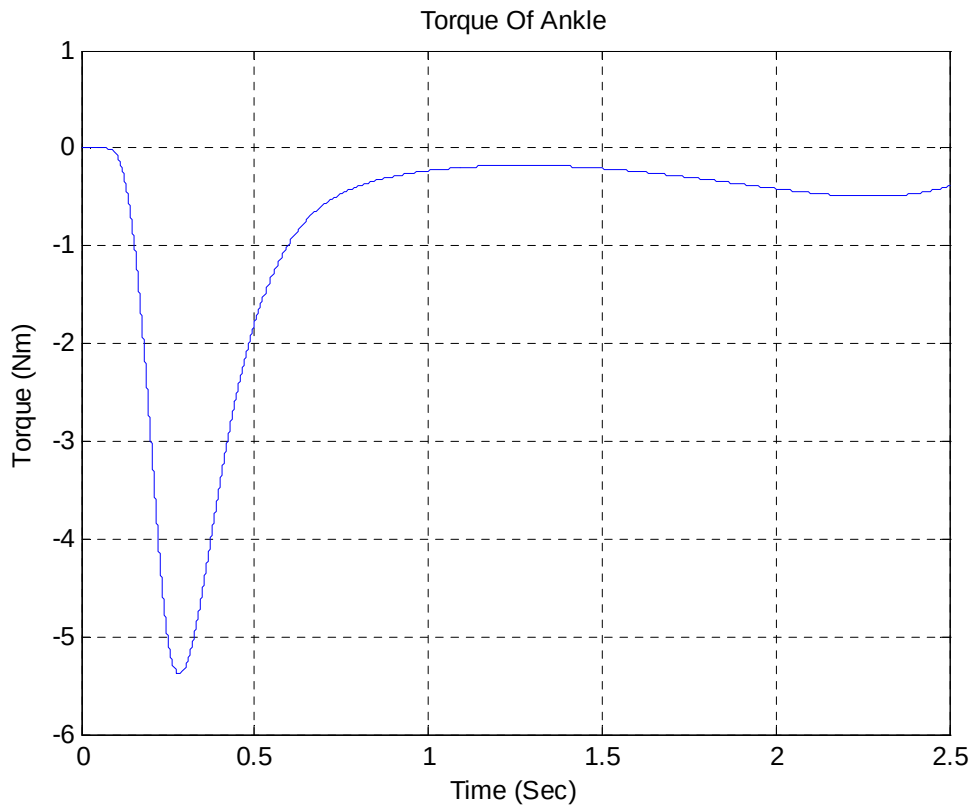
المتحكم	قيمه
المتحكم التناسبي (Proportional (P)	P= 3.323911
المتحكم التكاملي (Integral (I)	I=8.624312
المتحكم التفاضلي (Derivative (D)	D=3.1049853

2- بارامترات المتحكم المسؤول عن العضلات القابضة لمفصلي الكاحل وهذه العضلات هي (Tibialis anterior) فهي على الشكل الذي يبينه الجدول 6-7

الجدول 6-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم القبض لمفصلي الكاحل

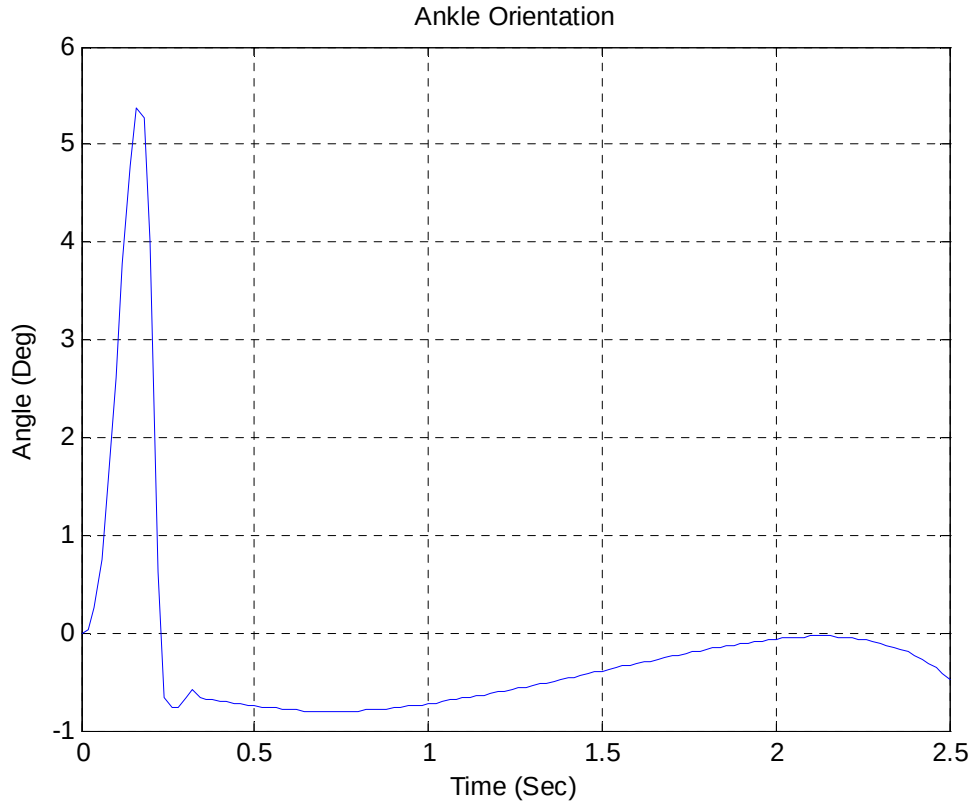
المتحكم	قيمه
المتحكم التناسبي (P) Proportional (P)	P= 6.1790811
المتحكم التكامل (I) Integral (I)	I=3.8868178
المتحكم التفاضلي (D) Derivative (D)	D=5.0772429

حيث كان العزم المؤثر على كلاً من مفصلي الكاحل كما يبينه الشكل 14-7.



الشكل 14-7 مخطط العزم المؤثر على مفصلي الكاحل عند التوازن خلال عملية الوقوف

و يلاحظ من خلال الشكل 14-7 أن كلاً من مفصلي الكاحل يتعرض في البداية لعزم بسيط يبدأ بقيمة (5.3 Nm) خلال الفترة الزمنية المحصورة ما بين (0- 0.3sec) وهي الفترة التي يبدأ فيها الاستقرار النسبي لنموذج جسم الإنسان، ثم تنخفض قيمة العزم بشكل تدريجي ليصل إلى قيمة (- 0.4096 Nm) عند نهاية زمن الدراسة والتي هي (2.5 Sec) ثانية، حيث تدل الإشارة السالبة على أن العزم الذي يتعرض له مفصل الكاحل هو عزم بسيط. في حين أن المسار الزاوي لكل من مفصلي الكاحل مبين بالشكل 15-7:



الشكل 15-7 المسار الزاوي لكل من مفصلي الكاحل عند التوازن خلال عملية الوقوف

و يلاحظ من الشكل 15-7 أن المسار الزاوي لمفصلي الكاحل بلغ قيمته العظمى عند زاوية قبض بلغت قيمتها (5.35° Deg) وذلك ضمن نفس الفترة التي تعرض فيها مفصل الكاحل لعزم البسط الأعظمي الذي يعمل على تقليل انقباض مفصلي الكاحل، ثم تتخفف هذه القيمة بشكل تدريجي وتستقر عند زاوية بسط قيمتها (- 0.5° Deg) عند نهاية زمن الدراسة .

2.3.7. بارامترات متحكمي مفصلي الركبة

1- بارامترات المتحكم المسؤول عن العضلات الباسطة لمفصل الركبة وهذه العضلات هي (Vastus Lateralus, Rectus Femoris) فهي كما يبين الجدول 7-7.

الجدول 7-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم البسط لمفصلي الركبة

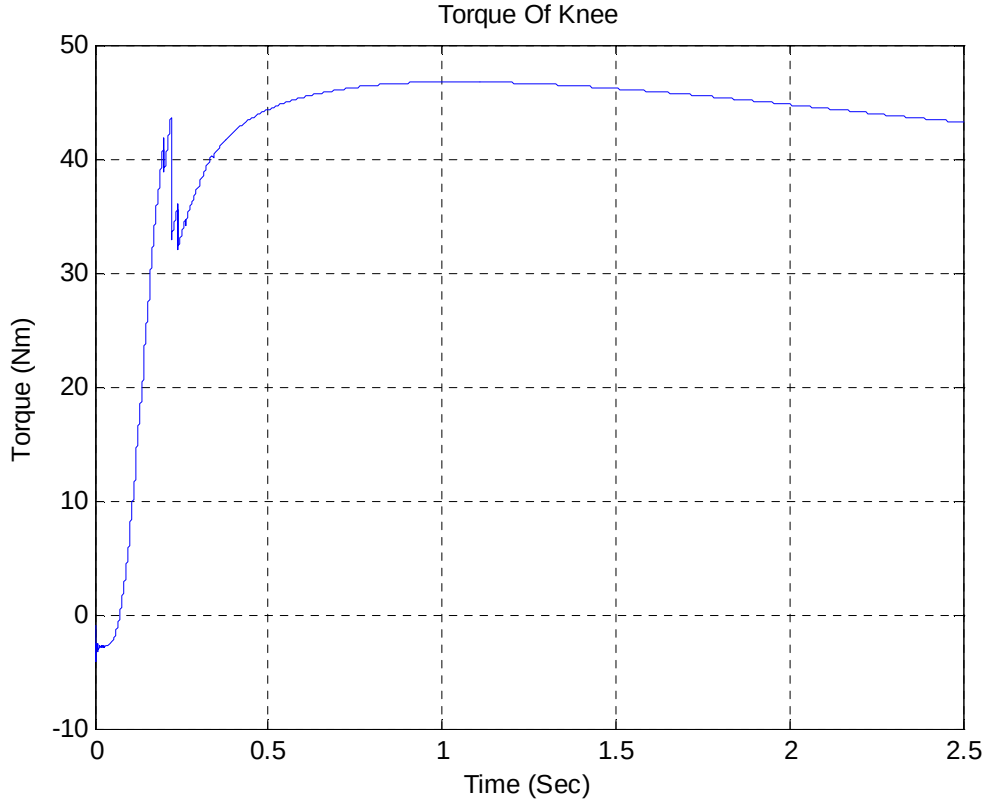
المتحكم	قيمته
المتحكم التناسبي (P) Proportional (P)	P= 7.3519014
المتحكم التكاملي (I) Integral (I)	I= 5.3913931
المتحكم التفاضلي (D) Derivative (D)	D= 1.2299168

2- بارامترات المتحكم المسؤول عن العضلات القابضة لمفصلي الركبة وهذه العضلات هي (Gastrocnemius medialis, Gastrocnemius latrailius, Both of Biceps Femoris short and long) فهي على الشكل الذي يوضحه الجدول 8-7.

يبين الجدول 8-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم القبض لمفصلي الركبة

المتحكم	قيمته
المتحكم التناسبي (P) Proportional (P)	P= 2.9003457
المتحكم التكاملي (I) Integral (I)	I= 4.3719429
المتحكم التفاضلي (D) Derivative (D)	D= 9.8028658

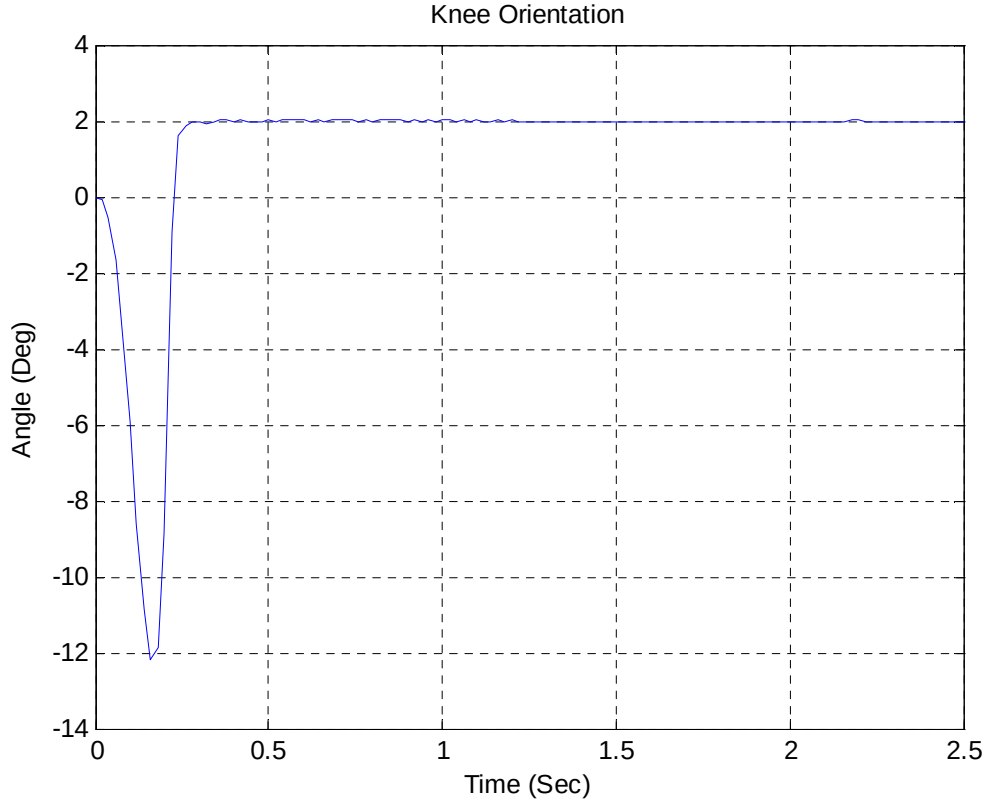
حيث خضع مفصلي الركبة للعزم الذي يبينه الشكل 7-16.



الشكل 16-7 مخطط العزم المؤثر على مفصلي الركبة عند التوازن خلال عملية الوقوف

و يلاحظ من الشكل 16-7 أن مفصلي الركبة يخضعان لعزم قبض سالب قيمته (2.8 Nm -) و ذلك خلال الفترة الزمنية ما بين (0 - 0.06 Sec) أي منذ بداية الوقوف وحتى (0.06 Sec)، ثم يبدأ بعد هذه الفترة بالتحول إلى عزم بسيط موجب تزداد قيمته بشكل تدريجي حيث تستقر عند القيمة (43.2732 Nm) عند نهاية زمن الدراسة، حيث تعتبر قيمة معقوله بالنسبة لمفصل الركبة وذلك بسبب الحمل الكبير من وزن الجسم الذي يتعرض له هذا المفصل إذا ما قورن بمفصلي الورك والكاحل.

أما المسار الزاوي لمفصلي الركبة فكان كما يبينه الشكل 17-7.



الشكل 7-17 المسار الزاوي لكلاً من مفصلي الركبة عند التوازن خلال عملية الوقوف

يبين الشكل 7-17 أن المسار الزاوي لمفصلي الركبة يصل لقيمة زاوية قبض أعظمية وقدرها 12° (Deg) خلال الفترة الزمنية ما بين (0 – 0.16 Sec) ومن ثم يبدأ المفصل بالانقباض حتى يستقر على قيمة زاوية البسط (2 Deg) طيلة الزمن المتبقي من الدراسة، أي أن ذلك يدل على أن مفصلي الركبة قد انقبضا في بداية زمن المحاكاة نتيجة لوزن الجسم ثم بدأ بالانقباض بعد أن تعرضا لعزم بسط مناسب للتخلص من هذا الانقباض و استقر المفصلان عند زاوية بسط مقدارها (2 Deg) وتبين أنها الزاوية المناسبة والضرورية لاستقرار النموذج بشكل مثالي.

3.3.7. بارامترات متحكمي مفصلي الورك

1- بارامترات المتحكم المسؤول عن العضلات الباسطة لمفصل الورك وهذه العضلات هي (Gluteus Maximus², The Long Biceps Femoris (lh)) وهذه البارامترات مبينة في الجدول 9-7.

الجدول 9-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم البسط لمفصلي الورك

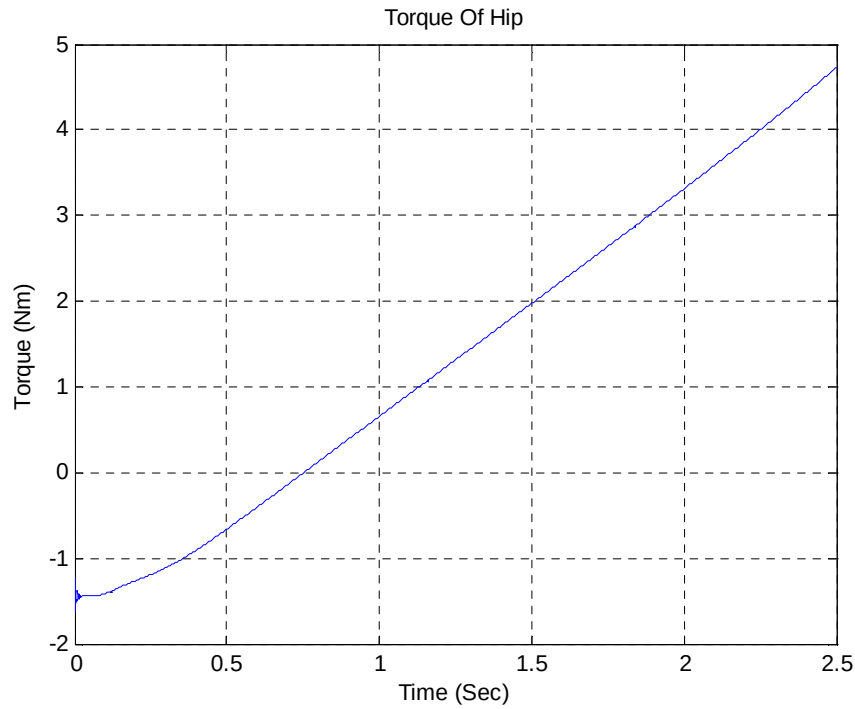
المتحكم	قيمه
المتحكم التناسبي Proportional (P)	P= 7.5531555
المتحكم التكاملي Integral (I)	I= 4.612393
المتحكم التفاضلي Derivative (D)	D= 5.7687338

2- بارامترات المتحكم المسؤول عن العضلات القابضة لمفصلي الكاحل وهذه العضلات هي (Rectus Femoris, Iliacus) وهذه البارامترات مبينة في الجدول 10-7.

الجدول 10-7 قيم بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن التحكم بعزم القبض لمفصلي الورك

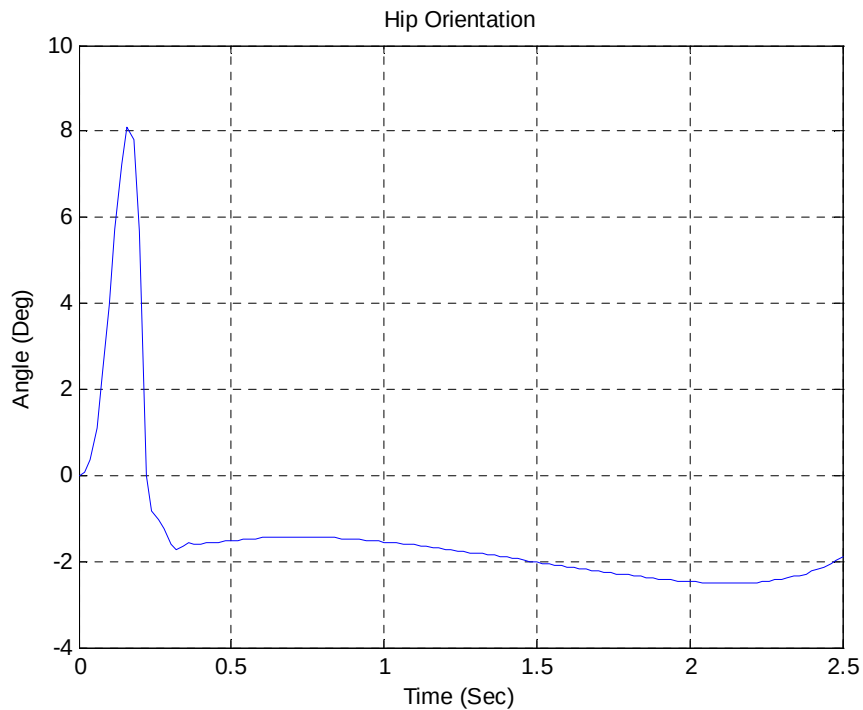
المتحكم	قيمه
المتحكم التناسبي Proportional (P)	P= 0.48154877
المتحكم التكاملي Integral (I)	I= 9.6219536
المتحكم التفاضلي Derivative (D)	D= 7.9635791

و يبين الشكل 18-7 أن مفصلي الورك قد خضعوا إلى عزم بسط سالب خلال الفترة الزمنية المحصورة ما بين (0 – 0.7 Sec) تحول بعده إلى عزم قبض موجب ازدادت قيمته بشكل خطي حتى وصلت إلى القيمة (4.6598 Nm) عند نهاية زمن الدراسة.



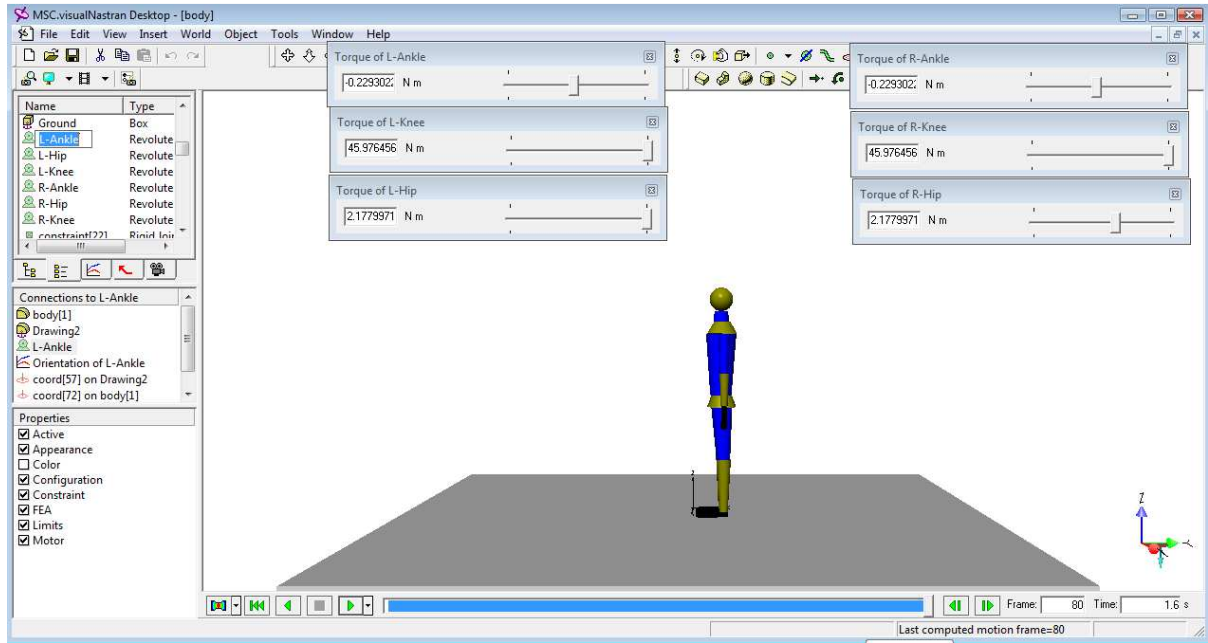
الشكل 18-7 مخطط العزم المؤثر على مفصلي الورك عند التوازن خلال عملية الوقوف.

في حين كان المسار الزاوي لمفصلي الورك كما يبينه الشكل 19-7.

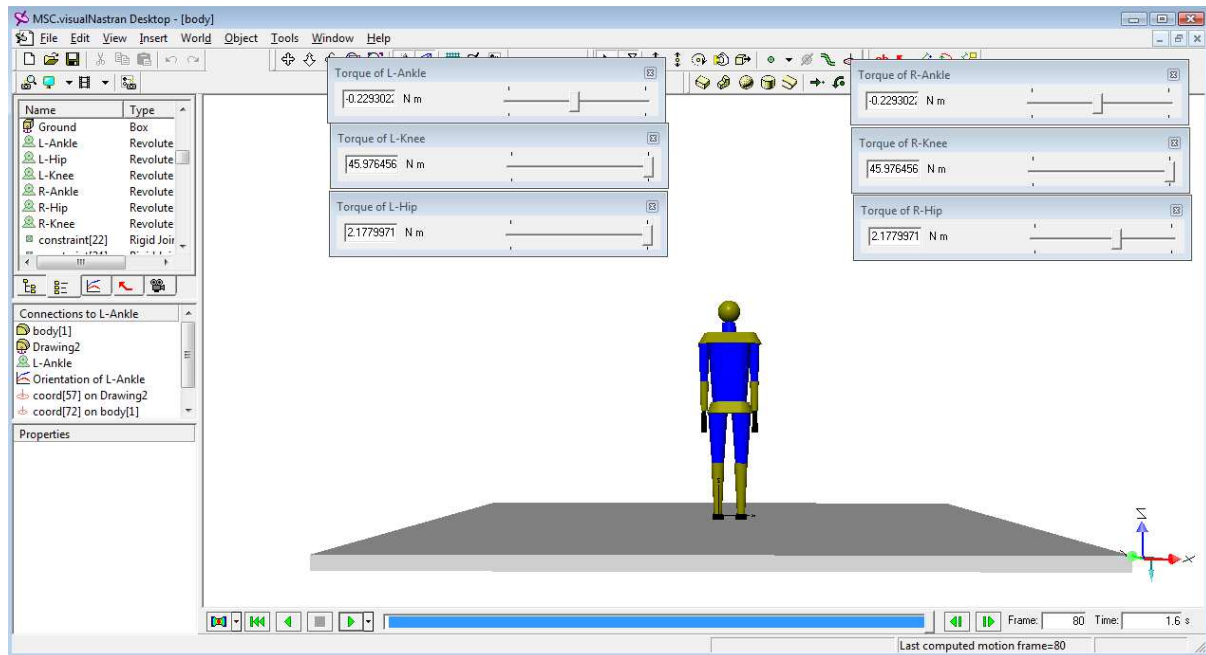


الشكل 19-7 المسار الزاوي لكلاً من مفصلي الركبة عند التوازن خلال عملية الوقوف.

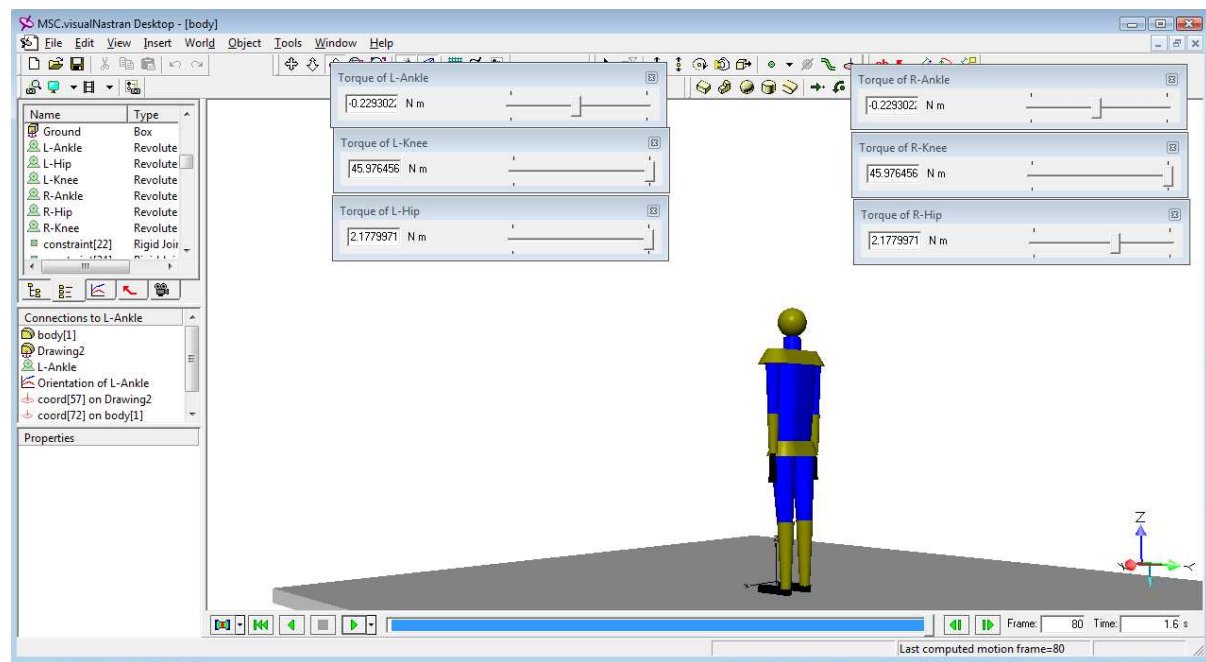
و يلاحظ من الشكل 7-19 الذي يبين المسار الزاوي لمفصلي الورك بأن مفصلي الورك قد تعرضا في البداية لزاوية قبض عالية نسبياً بلغت قيمتها (8° Deg) خلال نفس الفترة الزمنية التي كان فيها مفصلي الورك يخضعان لعزم البسط السالب الضروري لتخلص من حالة الانقباض المفرط لمفصلي الورك ، ثم ما لبث هذا المسار الزاوي إلى أن انخفض إلى زاوية الانقباض الضرورية لاستقرار النموذج والتي بلغت قيمتها (-2° Deg) واستقر عليها طيلة فترة الدراسة. يبين الشكل (7-20) منظر جانبي لتوازن نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج عضلات الطرفين السفليين، في حين يبين الشكل (7-21) منظر خلفي لتوازن النموذج، أما الشكل (7-22) فيبين منظر جانبي آخر. في حين يبين الشكل (7-23) توازن نموذج جسم الإنسان مع توضيح مخططات عزوم أهم العضلات التي تساهم بعمليات قبض وبسط مفاصل الطرفين السفليين (الورك، الركبة، الكاحل).



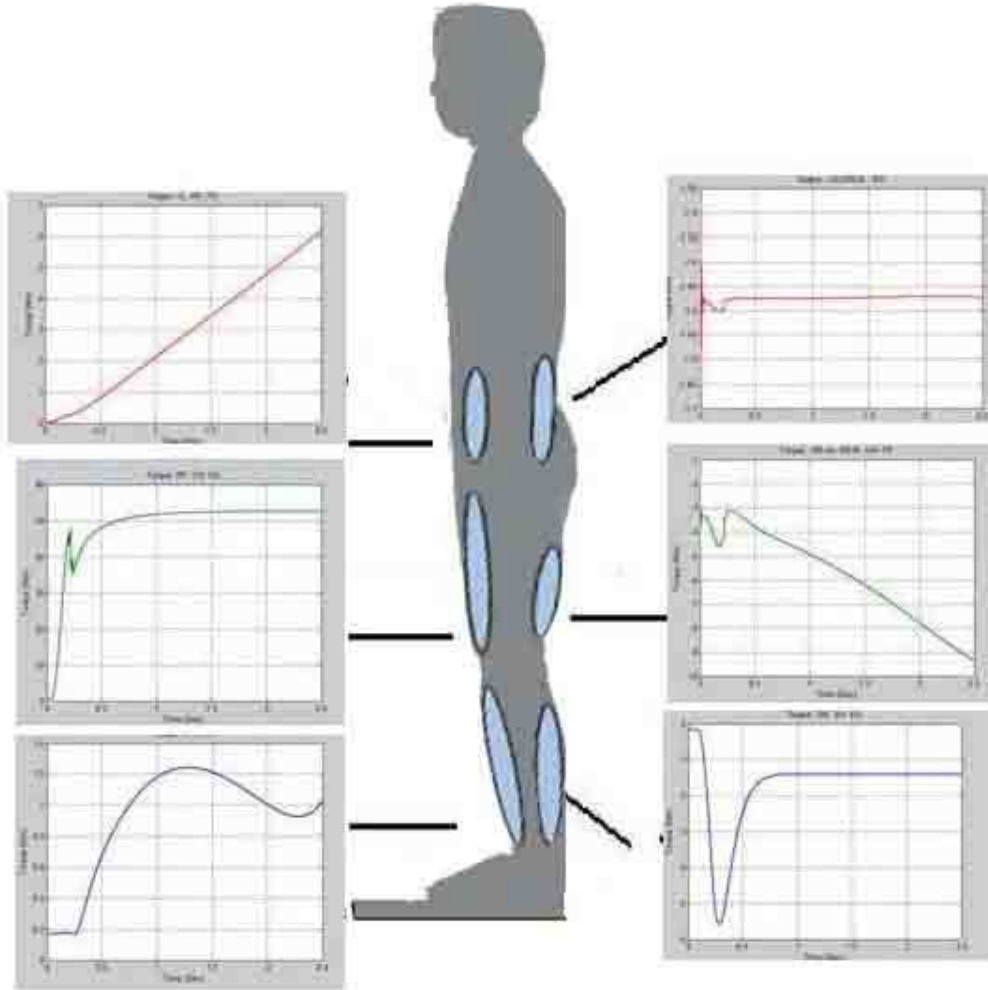
الشكل 7-20 منظر جانبي لتوازن نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات



الشكل 21-7 منظر خلفي لتوازن نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات



الشكل 22-7 منظر جانبي لتوازن نموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج العضلات



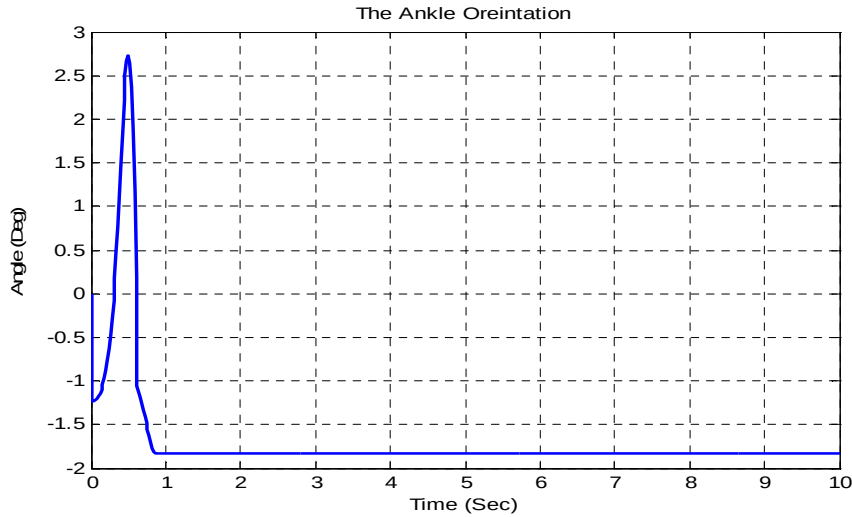
الشكل 7-23 توازن نموذج جسم الإنسان أثناء عملية الوقوف لزمن دراسة وقدره (2.5 Sec) ثانية مع توضيح مخططات العزوم لأهم عضلات الطرفين السفليين.

4.7. نتائج محاكاة التوازن بعد إضافة العضلات إلى نموذج الجسم البشري وتثبيت مفصل الورك

استطعنا من خلال المرحلة السابقة التوصل إلى موازنة نموذج الجسم البشري خلال عملية الوقوف، في حين أن عملية استقرار الوقوف لم تكن جيدة بما فيه الكفاية. لذلك قمنا بتثبيت مفصل الورك الذي يلعب دور كبير بعملية التوازن مع المحافظة على نفس قيم بارامترات المتحكمات التي تم الحصول عليها في المرحلة السابقة، بهدف التأكد من مدى تأثير هذا المفصل على عملية التوازن خلال الوقوف، ومن أجل التأكد من مدى فعالية ودقة النظام التحكمي المستخدم في هذه الدراسة حيث تبين من خلال النتائج مدى دقة النظام التحكمي وذلك من خلال استجابته للمؤثر الخارجي، بحيث تمكن النموذج من العودة إلى وضع توازنه بعد تعرضه للمؤثر الخارجي الذي كان عبارة عن قوة قدرها (700 Nm). كما كان توازن النموذج مستقر بشكل جيد.

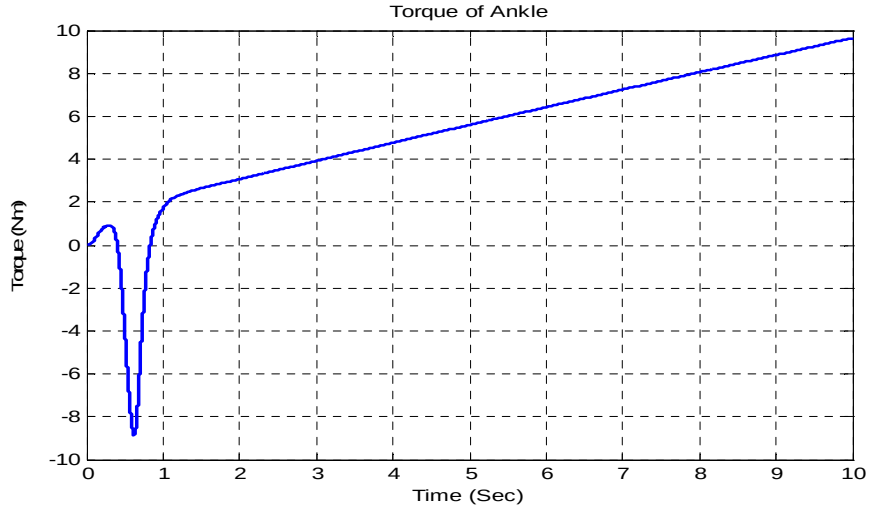
1.4.7. بالنسبة لمفصلي الكاحل

يبين كلاً من الشكلين 24-7 و 25-7 المسار الزاوي لمفصل الكاحل والعزم الذي يخضع له هذا المفصل طول زمن الدراسة البالغ (10 Sec):



الشكل 24-7 المسار الزاوي لمفصل الكاحل في مرحلة تثبيت مفصل الورك

يبين الشكل 24-7 استقرار مفصل الكاحل على الزاوية (1.8 Deg) طيلة زمن الدراسة في حين كان العزم الذي يخضع له هذا المفصل كما هو مبين في الشكل 25-7:

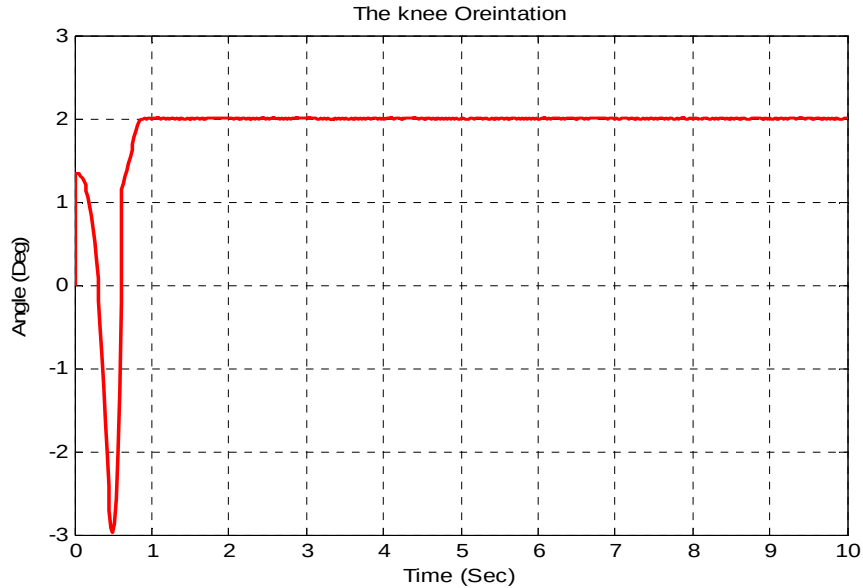


الشكل 25-7 العزم المطبق على مفصلي الكاحل في مرحلة تثبيت مفصل الورك

حيث نلاحظ من خلال الشكل 25-7 أن مفصلي الكاحل يتعرضان في البداية إلى عزم بسيط وقدره (9Nm) ثم يستمر بعد ذلك ازدياد العزم بشكل خطي حتى نهاية زمن الدراسة.

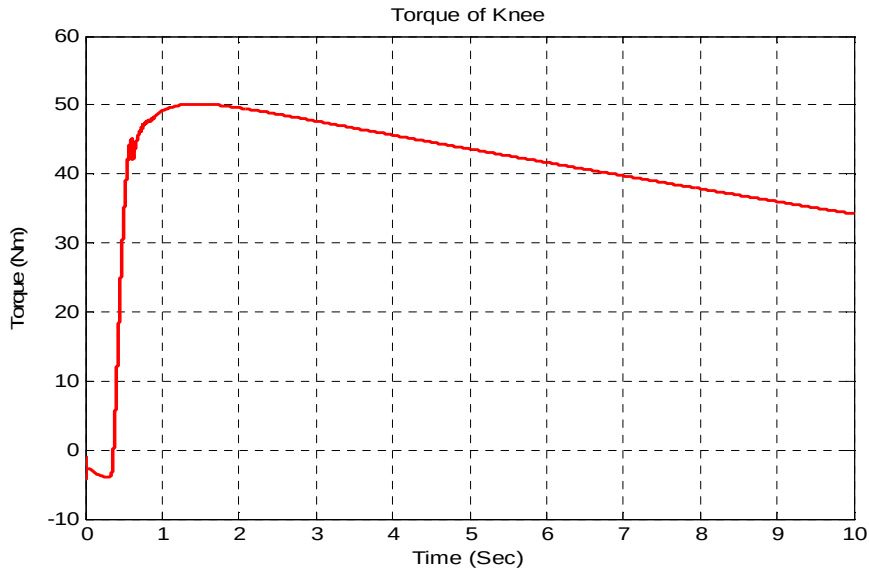
2.4.7. بالنسبة لمفصلي الركبة

يبين كلاً من الشكلين 26-7 و 27-7 المسار الزاوي لمفصلي الركبة والعزم الذي يخضع له هذين المفصلين طول زمن الدراسة:



الشكل 26-7 المسار الزاوي لمفصلي الركبة في مرحلة تثبيت مفصل الورك

يبين الشكل 26-7 استقرار مفصل الكاحل على الزاوية (2 Deg) طيلة زمن الدراسة في حين كان العزم الذي يخضع له هذا المفصل كما هو مبين في الشكل 27-7:



الشكل 25-7 العزم المطبق على مفصلي الركبة في مرحلة تثبيت مفصل الورك

حيث يبين الشكل 27-7 أن مفصلي الركبة قد تعرضا في البداية لعزم قبض بلغت قيمته (50 Nm) بعد ذلك بدأ هذا العزم بالتناقص التدريجي حتى الوصول على القيمة (35 Nm) في نهاية زمن الدراسة.

5.7. الخاتمة

وهكذا فقد قمنا من خلال هذا الفصل بتوضيح نتائج الدراسة التي قمنا بها، بحيث أننا استطعنا القيام بموازنة نموذج جسم الإنسان على مرحلتين. كانت المرحلة الأولى عبارة عن موازنة نموذج جسم الإنسان المبني باستخدام برنامج (VN) قبل إضافة نماذج لعضلات الطرفين السفليين، و تم توضيح نتائج هذه المرحلة. أما المرحلة الثانية فقد قمنا بمحاولة التوصل إلى التوازن المناسب لنموذج جسم الإنسان بعد إضافة نماذج عضلات الطرفين، وتم أيضا توضيح نتائج هذه المرحلة. كما تمت الإشارة إلى نتائج الخوارزمية الجينية التي قمنا بالإستعانة بها بغية ضبط بارامترات المتحكمات في كلتا المرحلتين السابقتين.

الفصل الثامن

الخلاصة و المقترحات

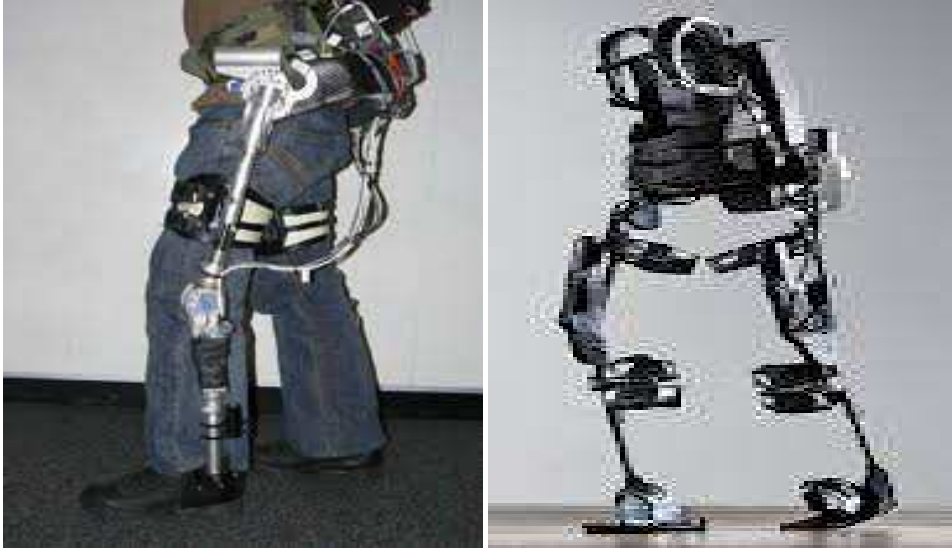
المستقبلية

الخلاصة والمقترحات المستقبلية

Conclusions and Recommendations for Future Works

1.8. الخلاصة:

وهكذا يمكننا القول بأننا استطعنا القيام بعملية الحفاظ على وقوف نموذج جسم الإنسان وبقائه متوازناً طوال زمن الدراسة مستخدمين بذلك نظرية التحكم التي لم يكن من السهل استخدامها وذلك نظراً لصعوبة الحصول على بارامترات المتحكم المعتمدة على التجريب والخطأ بالإضافة إلى أن نموذج جسم الإنسان هو نموذج معقد وغير خطي لذلك كان من الصعب نمذجته باستخدام متحكم خطي بسيط مثل الـ PID ولكن استخدام الخوارزمية الجينية (GA) في ضبط بارامترات المتحكم أدى إلى إيجاد بارامترات المتحكمات والتي أعطت أداءً جيداً وموثوقاً يمكن الإعتماد عليه، وهذا يؤكد أن الاختيار الصحيح لبارامترات المتحكم حتى ولو كان خطأً يمكن أن يقود إلى تحكم دقيق بالأنظمة المعقدة و اللاخطية، وهنا تكمن فائدة الخوارزمية الجينية التي تقوم بالضبط الآلي لبارامترات التحكم بحيث تعطي أفضل قيمة ممكنة لهذه البارامترات. لا بد من تسليط الضوء على أهمية المرحلة الأولى من الدراسة والتي تضمنت محاولة التوصل إلى التوازن المناسب لنموذج جسم الإنسان في مرحلة عدم استخدام نماذج العضلات وذلك من خلال أهمية هذه الدراسة في مجال التقنيات المتطورة المساعدة للأشخاص ذوي الإعاقة مثل المشلولين (شلل رباعي أو شلل دماغي) والذين لا يستطيعون الوقوف وذلك من خلال إمكانية استخدام كلاً من قيم المسارات الزاوية و العزوم التي حصلنا عليها كبرامترات دخل للمحركات التي تستخدمها الهياكل الخارجية (Exoskeletons) الداعمة لأولئك الأشخاص كما يبين الشكل (8-1) أو أجهزة إعادة التأهيل التي تتم بطريقة آلية ذات تقنية حسية حركية تعتمد على استخدام الأجزاء الآلية والأجهزة الميكانيكية الإلكترونية (Mechatronic).



الشكل 1-8 جهاز الهيكل الخارجي

أما أهمية المرحلة الثانية من الدراسة والتي تضمنت محاولة بناء نماذج لعضلات الطرفين السفليين باستخدام برنامج (VM) ومن ثم القيام بمحاولة موازنة نموذج جسم الإنسان خلال عملية الوقوف، فهي تسلط الضوء على أهمية استخدام تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES) وذلك لمساعدة الأشخاص المشلولين على إمكانية الوقوف دون الإستعانة بالغير بالتالي مساعدتهم على انجاز حاجياتهم الشخصية الضرورية.

وفيما يلي أدرج ملخص لخطوات العمل وما أدت إليه هذه الدراسة:

- ❖ تم التحكم بموازنة نموذج جسم الإنسان أثناء الوقوف باستخدام متحكم (PID) وذلك دون إدخال نمذجة العضلات، حيث كان أداء المتحكم جيداً وموثوقاً وهذا يثبت أنه يمكن استخدام متحكم (PID) للتحكم بالهياكل الخارجية التي تقوم بدعم الحركات الوظيفية للمعاقين و التي تستخدم المحركات الخطية.
- ❖ لم يعط متحكم (PID) أداءً جيداً عند إدخال نموذج العضلات وذلك بسبب كون نموذج العضلات نموذجاً غير خطياً وأصبح النظام ككل نظاماً غير خطياً، بالإضافة إلى أن نموذج جسم الإنسان هو عبارة عن نواس منعكس ثلاثي الوصلات. ومع ذلك تم التوصل إلى موازنة النموذج خلال زمن الدراسة ولكن لم يكن هناك استقرار جيد.
- ❖ تم تثبيت مفصل الورك وترك كلاً من مفصلي الركبة والكاحل في حالة حركة في المستوي السهمي، ومن ثم تطبيق نفس بارامترات الحالة السابقة فتم التوصل إلى موازنة النموذج واستقراره بشكل جيد. ومنه نستنتج أن لمفصل الورك أهمية كبيرة

في عملية التوازن، وأنه عند استخدام متحكم خطي للتحكم بالتوازن أثناء الوقوف يجب تثبيت أحد المفصلين الهامين في عملية التوازن أثناء الوقوف (الورك أو الكاحل).
 ❖ تم في هذا البحث سرد بارامترات عضلات الطرف السفلي ليكون مرجعاً للبحث العلمي وأداة لاستمرار البحث في هذا المجال، وذلك لأن عملية جمع خصائص وبارامترات العضلات بالغة الصعوبة لأنها جميعها بارامترات تجريبية ولا يوجد مرجع واحد يضم جميع هذه البارامترات لعضلة واحدة على الأقل وبالكامل وأخيراً توصي هذه الدراسة بما يلي:

- ❖ استخدام متحكم أكثر تعقيداً من أجل التحكم بتوازن جسم الإنسان أثناء الوقوف عند إدخال نماذج العضلات واستخدام الإستراتيجية المختلطة (الورك والكاحل).
- ❖ تثبيت أحد المفصلين الهامين في عملية التوازن أثناء الوقوف (الورك أو الكاحل)، وذلك عند استخدام متحكم خطي للتحكم بالتوازن أثناء الوقوف.

2.8. المقترحات المستقبلية:

نأمل في المستقبل التوصل إلى توازن أكثر استقراراً لنموذج جسم الإنسان خلال عملية الوقوف وذلك من خلال استخدام متحكمات أكثر تعقيداً، إضافة إلى إمكانية تطبيق نتائج هذه الدراسة على أشخاص متطوعين ذوي إعاقة بهدف تقديم المساعدة لأولئك الأشخاص. لذلك فإننا نأمل بأن يكون هذا العمل هو خطوة أولى على طريق تطوير علم الميكانيك الحيوي، كما ونأمل بعد هذا الجهد الذي تم بذله بأن يأتي من يضيف لهذه الدراسة أفكاراً جديدة تتكامل معها بحيث يتم الوصول إلى نتائج يمكن الاستفادة منها في المجال العلمي لمساعدة أولئك الذين لم تساعدهم أطرافهم السفلية على ممارسة نشاطاتهم الحيوية ومن هذه الأفكار:

- ❖ إمكانية التحكم بنموذج جسم الإنسان من حالة الجلوس إلى حالة الوقوف والعكس.
- ❖ القيام بنمذجة ومحاكاة حركات أكثر تعقيداً بحيث يتم التوصل في النهاية إلى إمكانية نمذجة ومحاكاة أطوار المشي عند الإنسان وبشكل كامل.

References:

- [1]. Winter, D, A. (1990). "Biomechanics and motor control of human movement". 2nd ed, Wiley & Sons. Inc.
- [2]. Jo, S. (2006). Hierarchical neural control of human postural balance and bipedal walking in sagittal plane. PhD thesis, department of Electrical Engineering and computer science, Massachusetts Institute of Technology.
- [3]. Legreneur, P. Morlon, B and Hoecke, J, V.(1996) .Simulation of In Situ Soleus Isometric Force output as a function of neural excitation. *Journal of Biomechanics*. Vol(29), No(11), PP.1455-1462.
- [4]. Loram, I,D. Kelly, S, M. Lakie, M. (2001)." Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance". *Journal of Physiology*. Vol.(532),No.(3), PP. 879-891.
- [5]. Jiang, Y. & Kimura, H. (2006). A PID Model of Balance Keeping Control and Its Application to Stability Assessment. *IEEE. International Conference on Intelligent Robots & Systems*, China.
- [6]. Qu, X. Nussbaum, M, A & Madigan, M, L. (2006). Analysis of Human Postural Control During Spontaneous Sway using an Optimal control Model. *Proceedings of the Human Factors & Ergonomics Society 50th Annual Meeting*.
- [7]. Stephens, B. (2007). Integral Control Of Human balance. The Robotics institute. Carnegie Mellon University. Pittsburgh, PA 15213. USA. <http://www.cs.cmu.edu/bstephe1>.
- [8]. Solberg, J . (2000). Closed loop control of functional electrical stimulation for human gait . PhD thesis . university of Sydney . Sydney.
- [9]. Massoud, R. (2007). Intelligent control techniques for spring assisted FES-cycling. PhD Thesis. Department of Automatic Control and System Engineering, University of Sheffield, UK.
- [10]. Vukobratovic, M. Frank, A, A & Juricic, D. (1970). On the Stability of Biped Locomotion. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* . Vol. (BME-17), No. (1).
- [11]. Seiregt A. & Arvika R, J. (1975). The Prediction of Muscular Load Sharing and Joint Forces in The Lower Extremities During Walking. *Journal of Biomechanics*, Vol.(8), PP. 89-102.
- [12]. Ott, C. Roa, M, A. & Hirzinger, G. (2012). Posture & Balance Control for Biped Robots based on Contact Optimization. Institute of Robotics & Mechatronics. German Aerospace Center (DLR). Wessling. Germany.
- [13]. lee , D. Glueck, M. Khan, A. Fiume, E. Jackson, K. (2010). A Survey of Modelling and Simulation of skeletal Muscle. *ACM Transaction on Graphic*. Vol. 28, No(4), Article 106.
- [14]. Cheng, E,J. Brown, I,E and Loeb, G,E. (2000), Virtual Muscle: A computational approach to understanding the effects of muscle properties on motor control. *J, Neurosci. Methods*. Vol.(101), PP. 117-30.
- [15]. Brown, E and Loeb, G,E. (2000). Measured and Modeled Properties of Mammalian Skeletal Muscle, IV: Dynamics of Activation and Deactivation. *J Musc Res Cell Motil*. Vol.(21), PP. 33-47.
- [16]. Perreault, E, J. Hechman, C, J & Sandercock, TH, G. (2003). Hill Muscle Model errors During Movement are greatest with the physiological relevant of motor unit firing rates. *Journal of Biomechanics*, Vol.(36), PP. 211-218.

- [17]. Matjačić, Z. Hunt, K. Gollee, H. & Sinkjaer, T. (2003). Control of Posture with FES systems. *Medical Engineering & Physics*, Vol.(25), PP. 51-62.
- [18]. Ferrarin, M. Acquisti, D. Mingrino, A. and pedotti, A. (1996). An Experimental PID Controller for knee movement restoration with close loop FES system. *18th Annual International Conference IEEE. Medicine and biology*. Amsterdam.
- [19]. Mihelj, M & Munih, M. (2004). Unsupported Standing with Minimized Ankle Muscle fatigue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol.(51), No(8).
- [20]. Wang, S, L. (2001). Motion simulation with working model 2D and MSC. Visual Nastran 4D. *Journal of Computer and Information Science and Engineering*, Vol. (2), PP. 193-196.
- [21]. Anderson, D. (2002). MSC.visualNastran 4D. Desktop Engineering, 7(7), <http://www.deskeng.com/articles/02/mar/software1/>.
- [22]. MA, L. Chablat, D. Bennis, F. Zhang, W. HU, B & Guillaume, F. (2011). "Fatigue evaluation in maintenance and assembly operations by digital human simulation", *Virtual Reality*, vol. (15), No.(1), PP. 55-68.
- [23]. Vosinakis, S. Panayiotopoulos, T. (2001). "Design and Implementation of Synthetic Humans for Virtual Environments and Simulation Systems". *Advances in Signal Processing and Computer Technologies*. G.Antoniou. N,E, Mastorakis. O, Planfilov (Eds.). Electrical and Computer Engineering Series. WSES Press. PP.315-320.
- [24]. Addi, K. Rodić, A. (2010). "Impact Dynamics in Biped Locomotion Analysis: Two Modelling and Implementation Approaches". *Journal. Mathematical Biosciences and Engineering - MATH BIOSCI ENG* . Vol. (7). PP. 479-504.
- [25]. Chaffin. Don, B. (1997). "Development of computerized human static strength simulation model for job design". *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing* .Vol.7(4), PP. 305-322.
- [26]. Sapio, V. Khatib, O. Delp, S. (2006). "Tasklevel approaches for the control of constrained multibody systems". *Journal. Multibody System Dynamics – Multibody Syst Dyn* . Vol.(16), No.(1), PP. 73-102.
- [27]. Mitiguy, P,C. Banerjee, A, K. (2002). "Constraint Force Algorithm for Formulating Equations of Motion". *Conference Proceedings of the First Asian Conference on Multibody Dynamics* . PP. 606-608.
- [28]. Henneman, E. (1968). Organization of the spinal cord. In: Mountcastle, B. ed. *Medical Physiology*, 12th ed. St. Louis: C.V. Mosby Co. p 1717-32.
- [29]. Scovil, C. Ronsky, J. (2003). "Sensitivity of A Gait Simulation of Tibial Rotational Malunion". Human Performance Lab. University of Calgary. Alberta. Canada.
- [30]. Bjørnstrup, J. (1995). Estimation of human body segment parameters: historical background, Internal technical report. Aalborg University - Faculty of Engineering. Science and Medicine - Department of Electronic Systems (ES).
- [31]. Davoodi, R & Andrews, B, J. (1999). Optimal control of FES-assisted standing up in paraplegia using genetic algorithms. *Medical Engineering & Physics*. No (21).
- [32]. Wills, A. (1999). Herophilus, Erasistratus, and the birth of neuroscience. *Lancet*. Vol.(354), PP. 1719-20.
- [33]. Miranda, C, M. (2009). Johannes Vermeer and Anthon van Leeuwenhoek: Delft Art and Science together during the golden Dutch century. *Rev Med Chi*. Vol.(137), PP. 567-574.

- [34]. Stöcker, U. (2009). Theoretical analysis and simulation of half-sarcomere dynamics in a myofibril. Doctor of Sciences Thesis. ETH Zurich. Switzerland.
- [35]. Hill, A.V. (1922). The maximal work and mechanical efficiency of human muscle. *Journal of Physiology*. Vol.(56), PP.19-41.
- [36]. Hill, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc B*. Vol.(126), PP.136-195.
- [37]. Zajac, F.E. (1989). Muscle and tendon: Properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Engng*. Vol.(17), PP. 359-411.
- [38]. Brown, E. Cheng, E.J and Loeb, G.E. (1999), Measured and Modeled Properties of Mammalian Skeletal Muscle: II. The effects of stimulus frequency on force-length and force-velocity relationships. *J Musc Res Cell Motil*. Vol. 20, PP. 627-643.
- [39]. Brown, I.E. (1998). Measured and Modeled Properties of Mammalian Skeletal Muscle. Ph.D Thesis. Queen's University.
- [40]. Mendez, J and Keyes, A. (1960), Density and composition of mammalian muscle. *Metabolism*, vol. (9), PP.184-8.
- [41]. Brown, I.E. Liinamaa, T.L and Loeb, G.E. (1996). Relationships between range of motion, L0 and passive force in five strap-like muscles of the feline hindlimb. *J Morphol*. Vol, (230), PP. 69-77.
- [42]. Song, D. Raphael, G. Lan, N and Loeb, G.E. (2008). Computationally efficient models of neuromuscular recruitment and mechanics. *Journal of Neural Engineering*. Vol. (5), PP. 175-84.
- [43]. Singh K, Richmond FJR, and Loeb GE. (2000), Recruitment properties of intramuscular and nerve-trunk stimulating electrodes. *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol.(8), pp. 276-285.
- [44]. Riener, R and Fuhr, TH. (1998), Patient-Driven Control of FES-Supported Standing Up: A Simulation Study. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol.(6),pp. 113-124.
- [45]. Wang, W. Crompton, R, H. Carey, T, S. Günther, M, M. Li, Y, U. Savage, R. Sellers, W, I. (2004). Comparison of inverse-dynamics musculo-skeletal models of AL 288-1 Australopithecus afarensis and KNM-WT 15000 Homo ergaster to modern humans, with implications for the evolution of bipedalism. *Journal of Human Evolution*. Vol.(47), PP. 453-478.
- [46]. Yamaguchi G,T. Sawa A, G, U. Moran D, W. Fessler M, J. Winters J, M. (1990). Appendix A: a survey of human musculotendon actuator parameters. In: Winters J.M., Woo SL-Y. Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization. New York: Springer, pp.717 -773.
- [47]. Loeb, G, E and Levine, W,S. Linking musculoskeletal mechanics to sensorimotor neurophysiology. In: Winters, J, M and Woo, S, L, Y. (1990). Multiple Muscle Systems: Biomechanics and movement organization. New York: Springer-Verlag. PP. 165-181.
- [48]. Umberger, B, R. Gerritsen, K, G, M and Martin, PH, E. (2003). A Model of Human Muscle Energy Expenditure. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Vol. (6), PP. 99–111.
- [49]. Mileusnic, M, P and Loeb, G, B. (2009). Force estimation from ensembles of Golgi tendon organs, *J. Neural Eng*. Vol.(6), 036001
- [50]. Heckman, C, J. Weytjens, J, L, F and Loeb, G, E. (1992). Effect of velocity and mechanical history on the forces of motor units in the cat medial gastrocnemius muscle. *J. Neurophysiol*. Vol.(68), PP. 1503–1515.

- [51]. Brown, I, E. Scott, S, H and Loeb, G, E. (1996), Mechanics of feline soleus: II. Design and validation of mathematical model. *J, Muscle Res, Cell, Motil.* Vol.(17), PP. 221–233.
- [52]. Song, D. (2008). Model-Based Studies of Control Strategies for Noisy. Redundant Musculoskeletal Systems. PhD Thesis. Department of Biomedical Engineering, University of Southern California. USA.
- [53]. RaiKova, R, T and Aladjov, H, Ts. (2005). Comparison between two muscle models under dynamic conditions. *J Computers in Biology and Medicine.* Vol.(35),PP. 373–387.
- [54]. Riener, R. Ferrarin, m. Pavan, E, E. and Frigo, c, A. (2000). Patient-Driven Control of FES-Supported Standing Up and Sitting Down: Experimental Result. . *IEEE Transactions on Neural and Rehabilitation Engineering.* Vol.(8), No. (4).
- [55]. Fujita, O and Uchimura, K. (1994). Trail and Error Correlation learning to control and Inverted Pendulum . *Proceedings of the 3rd International conference on fuzzy logic, Neural Nets and Soft computing* . Izuka , Japan .
- [56]. Huang ,S and Hung ,C . (1995). Genetic Evolved Fuzzy systems for Inverted Pendulum control. *Proceedings of the international joint conference of CFSE . IFIS. SOFT. 95 on Fuzzy theory and Applications.*
- [57]. Mailah, M. Zain, M, Z,M. Jahanabadi, H. & Arahim, m, A, B. (2009). Mathematical Modelling and Simulation of the Human Arm for Control purpose. Research No, 78047. university of Malaysia.
- [58]. MD, P, Jacquelin & Chief. (1992). “Gait Analysis Normal and Pathological Function”. Chap,4,5,6. PP,51-111. New York.
- [59]. AL MAWALDY, M. (1993). "The Influence Of Prosthetic Alignment On Medio-Lateral Stability Of Above-Knee Amputees". PHD Thesis. Bioengineer Unit. University Of Strathclyde. United Kingdom.
- [60]. Cassim, M, M. Al-Turaiki, M, H, S. (1995). "Atlas of Orthotics,Biomechanical principles and application". the joint centre for research in prosthetics & orthotics and rehabilitation programmes. Riyadh, Kingdom of Saudi Arabia. PP, 200-207.
- [61]. Anderson, F, C. Arnold, A, S. Pandy, M, G. Goldberg, S, R and Delp, S.L. (2005). “Simulation of Walking”. GRBT092-Rose-v2, cls. Chap, 12. PP. 195-210.
- [62]. Wan, T, R & Tang, W. (2000). “Simulating Virtual Character’s Learning Behaviour As An Evolutionary Process Using Genetic Algorithms”. Department of Electronic Imaging and Media Communications, School of Informatics, University of Bradford, Bradford, West Yorkshire.
- [63]. Holland, J. (1975). Adaptation in natural and artificial systems. University of Michigan Press. Ann Arbor MI. University Michigan Press.
- [64]. Chipperfield, A. Purshouse, R. Fleming, P, J. Thompson, H and Griffin, I. (2002). Multi-objective optimisation in control system design: *an evolutionary computing approach.* IFAC World Congress. Barcelona.
- [65]. Chipperfield, A. Fleming, P. Pohlheim, H. and Fonseca, C. (1994). Genetic algorithms toolbox user’s guide. Res. Rep. 512. Dept, Automatic Control and Systems Engineering. Univ, Sheffield, Sheffield, U.K.
- [66]. Goldberg, D, E. (1989). Genetic algorithms in search, optimisation and machine learning. Addison Wesley Longman. Publishing Co, Inc. New York.
- [67]. Close, R,I. (1972). The relations between sarcomere length and characteristics of isometric twitch contractions of frog sartorius muscle. *J Physiol.* Vol.(220), PP. 745-62.

- [68]. Hernani, R. Romero, G. Jazmati, R. (2008). “ An Alternative for Human Gait Modeling Using The Bondgraph Technique”. *Conference on Interdisciplinary Applications of Kinematics*. Lima. Peru
- [69]. Ogata, K. (2002). *Modern Control Engineering*. Prentice-Hall, Inc. USA.
- [70]. Roszek, B. Baan, G, C and Huijing, P, A. (1994). Decreasing stimulation frequency-dependent length-force characteristics of rat muscle. *J Appl Physiol*. Vol.(77), PP. 2115-24.

The abstract

The present age has a rapid growth in the realm of Biomedical Engineering , particularly in the field of development of exoskeletons, that using in the Rehabilitation, whether for walking or balance during the standing. Studies have grown in this realm is largely due to the increased statistical numbers of people who lose control of the lower Extremities due to disease or injury to the spinal cord. And there is a need and, increasingly, for the development of assistive technology for those persons. Because of the difficulty of testing on individuals, both because of the small number of volunteers or material costs prohibitive to conduct such research, in addition to shortening the time schedule, it was necessary to resort to modeling and simulation to conduct such studies. This study is based on building a model of human body through the programmer for modeling of three-dimensional is called Visual Nastran (VN), then trying to balance the Human Model at the standing by controlling of joint's Torques of the lower Extremities for this model in order to reduce the error value in the angle orientation for that joints (Hip, Knee, ankle). This study has been achieving in two phases: the first is balancing of model as bilateral robot (bipedal robot) where the motor is controlled are positioned on the joints (revolute motors), while in the second stage models are integrated with the muscles of the lower extremities of the human body model and balance the stand by using the functional electrical stimulation of these muscles. Muscles were built using the muscle simulation program is called Virtual Muscle (VM), and all were collected and physiological characteristics of the experimental muscles modeled from several credible references. The control circuit was built to balance the model during standing in each of the phases, which depend on the controlled use of the PID controller, which was represented the balance while standing balance pendulum reflex three-links, although most previous researches were on the pendulum reflex single or dual link. The tuning parameters of PID controller only has never been an easy process because of, Both the nonlinear and a high degree of complexity for the system is controlled. So we use the genetic algorithm (GA) to adjust the parameters of PID controllers. The performance of controllers have been satisfactory and accurate in the first phase, where the balance of model has tested by using sudden external disturbance, where the errors in the angles of the joints were very small and acceptable. In the second stage when we add the models of muscle, the human model is balancing for two seconds only . But, there are no stability in the results, because of the complexity and non-linear in the human model as well as the control circuit use linear controller (PID), for that we have fixed the Hip joint and used the same control circuit and the same of PID parameters. In this case, the results have showed a significant improvement in performance, and stability during the balance, as well as resistance to disturbances. This research proposes to use a controller more complexity for controlling of human balance during the standing, and the possibility of using the PID controller to control devices external support for the paralyzed (exoskeletons).

Damascus University

Faculty of Mechanical & Electrical Engineering

Biomedical Engineering Department



Modeling and Simulation of Human Lower Extremities to Control Standing

**Graduation Project prepared to obtain a master of
Biomedical Engineering degree**

By

Eisa Alokla

Supervised by

Dr. Eng. Rasha Massoud

Supervised assistant by

Dr. Eng. Mostafa Al Mawaldy

Academic Year

2012-2011