

موازنة نموذج جسم الإنسان باستخدام تقنية تحكم معتمد على متحكم PID ضبُطتْ بارامتراتهِ عن طريق الخوارزمية الجينية*

م. عيسى العقلة**

أ. د. مصطفى الموالي****

أ. د. رشا مسعود***

المخلص

الهدف من هذا العمل هو القيام بعملية نمذجة ومحاكاة جسم الإنسان بالشكل الصحيح وفق الأسس والمعايير المستخدمة؛ وذلك باستخدام برنامج الـ (Visual Nastran (VN, ثم ربط هذا النموذج مع برنامج الماتلاب (Mat lab) وذلك بهدف بناء نظام تحكم لمحاكاة عملية التوازن الدقيق للأطراف السفلية لهذا النموذج خلال عملية الوقوف. تم الوصول إلى توازن دقيق لنموذج جسم الإنسان خلال عملية الوقوف؛ وذلك باستخدام نظام تحكم يعتمد على متحكمات الـ (PID) مع استخدام الخوارزمية الجينية (Genetic Algorithm) لضبط بارامترات المتحكم. وكذلك تم القيام باختبار توازن النموذج خلال عملية الوقوف وذلك من خلال إضافة مؤثر خارجي (Disturbance) على شكل قوة وتبين أن النموذج متوازن توازناً جيداً.

الكلمات المفتاحية: نموذج جسم الإنسان, دورة المشي, طور التآرجح, درجة الحرية, المتحكمات التناسبية التكاملية التفاضلية (PID), الخوارزمية الجينية, المورثة, الطفرة.

* أعد هذا البحث في سياق رسالة الماجستير للمهندس عيسى العقلة بإشراف الدكتورة المهندسة رشا مسعود ومشاركة الدكتور المهندس مصطفى الموالي.

** قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الكهربائية والميكانيكية - جامعة دمشق.

*** قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الكهربائية والميكانيكية - جامعة دمشق.

**** قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الكهربائية والميكانيكية - جامعة دمشق.

المقدمة:

والكاحل) وما تمتاز به هذه المفاصل من حركات مختلفة [4] لأنَّ هذه المفاصل صلة الوصل بين مقاطع الأطراف السفلية. إذ إنَّ معظم الدراسات السابقة اعتمدت في طرائقها على نمذجة المعادلات الرياضية بغية الحصول على التوازن وتحليل الحركة، أي الاعتماد على النموذج الرياضي (Mathematical Model) الذي لا يمكننا من رؤية حركة النموذج في أثناء عملية المحاكاة، في حين قمنا بدورنا ببناء نموذج لجسم الإنسان ومن ثم قمنا بعملية ربط النموذج ببيئة الماتلاب من أجل التحكم به؛ مما أتاح إمكانية مراقبة النموذج في كل لحظة والتحكم به فضلاً عن رؤية نتائج التحكم المطبقة على النموذج كما يحدث على الصعيد الحقيقي الواقعي. علماً بأنَّ النموذج المصمم في برنامج Visual Nastran يعتمد -بالأساس- على المعادلات الرياضية التي حُسِبَتْ ضمناً داخل البرنامج. إذ استُخدمت متحكمات الـ (PID) [19] من أجل التحكم بمفاصل الأطراف السفلية وتمتاز هذا المتحكمات بدقة نتائجها. بحيث تمكننا في النهاية من الحصول على نظام تحكمي استطعنا من خلاله الحصول على التوازن المطلوب.

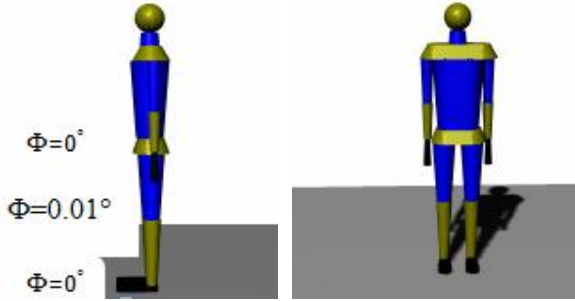
تصميم النموذج المناسب:

تعرف النمذجة بأنها عملية تمثيل موضوع الدراسة بواسطة نموذج من أي طبيعة كانت بهدف دراسة خواص الموضوع المدروس أو التنبؤ بسلوكه. لذلك فإن اختيار النموذج الصحيح يعدُّ اللبنة الأساسية لنجاح عملية التحكم والمحاكاة وقد استُخدم برنامج Visual Nastran من أجل بناء نموذج لنظام ديناميكي (Dynamic System) ويُبي كل جزء من أجزاء نموذج الجسم البشري في بيئة برنامج Visual Nastran بشكل رسم ثلاثي الأبعاد (3D graphic

إن تصميم نموذج لجسم الإنسان ليس بالعملية السهلة وذلك لأنَّ جسم الإنسان يعدُّ من الأجسام الثلاثية الأبعاد المعقدة جداً [2,1]. إذ يتألف من مجموعة من الأجزاء المختلفة الأطوال والأوزان والمتمفصلة مع بعضها بعضاً عبر مفاصل تتيح لهذه القطع الحركة بجهات محددة لكل جزء من هذه الأجزاء وبدرجات حرية مختلفة [4,3]. لذلك اعتمدنا على برنامج Visual Nastran وذلك لما يتيح هذا البرنامج من إيجابيات وتسهيلات تدعم تصاميم البنى الثلاثية الأبعاد المتعددة الأجسام وتحليلها بأدق التفاصيل المتاحة [6,5] وذلك طبقاً للأبعاد الفيزيائية لمقاطع الجسم البشري [8,7].

ونظراً إلى هيكلية الجسم البشري وما يحويه من عضلات مختلفة تنتشط خلال الأطوار المختلفة لدورة المشي (GC) [10,9] سواءً كان ذلك خلال طور التآرجح (Swing Phase) [11] أو طور الوقوف (Phase Stance) [12] أو حتى خلال الوقوف. فقد كان لا بدَّ من استخدام النمذجة والمحاكاة بغية الحصول على النتائج بأفضل دقة ممكنة وأقل كلفة وأقصر زمن فضلاً عن إمكانية مراقبة النموذج بكل لحظة والتحكم به، وذلك نظراً إلى التحديات الكبيرة التي ما زالت تواجه الباحثين في كيفية الحصول على التوازن الأمثل خلال الوقوف (Stance) من أجل تحديد حركة أجزاء الجسم وقياسها وتقييمها بحيث نتمكن من الحصول على أفضل الحلول من أجل تقديم المساعدة لمشلولي الأطراف السفلية وإعطائهم أفضل النتائج. لذلك بُني في هذا البحث نموذج لجسم الإنسان (Human body) [18,8] وجرى التركيز على الأطراف السفلية التي لها التأثير الأكبر في عملية التوازن خلال الوقوف عبر مفاصلها (مفصل الورك، والركبة،

بالعزم المطبق على المفصل وقد اختير التحكم بالعزم (Moment) وذلك نظراً إلى أهميته البالغة في تحقيق توازن الجسم. في حين أن مفاصل الأطراف العلوية لم يكن لها دور في عملية التحكم بالوقوف. ثم إنّه من أجل سهولة التحليل فقد بنيت المفاصل بدرجة حرية وحيدة أي تحرك هذه المفاصل في المستوي السهمي فقط؛ وذلك كما يبيّن الشكل(1).



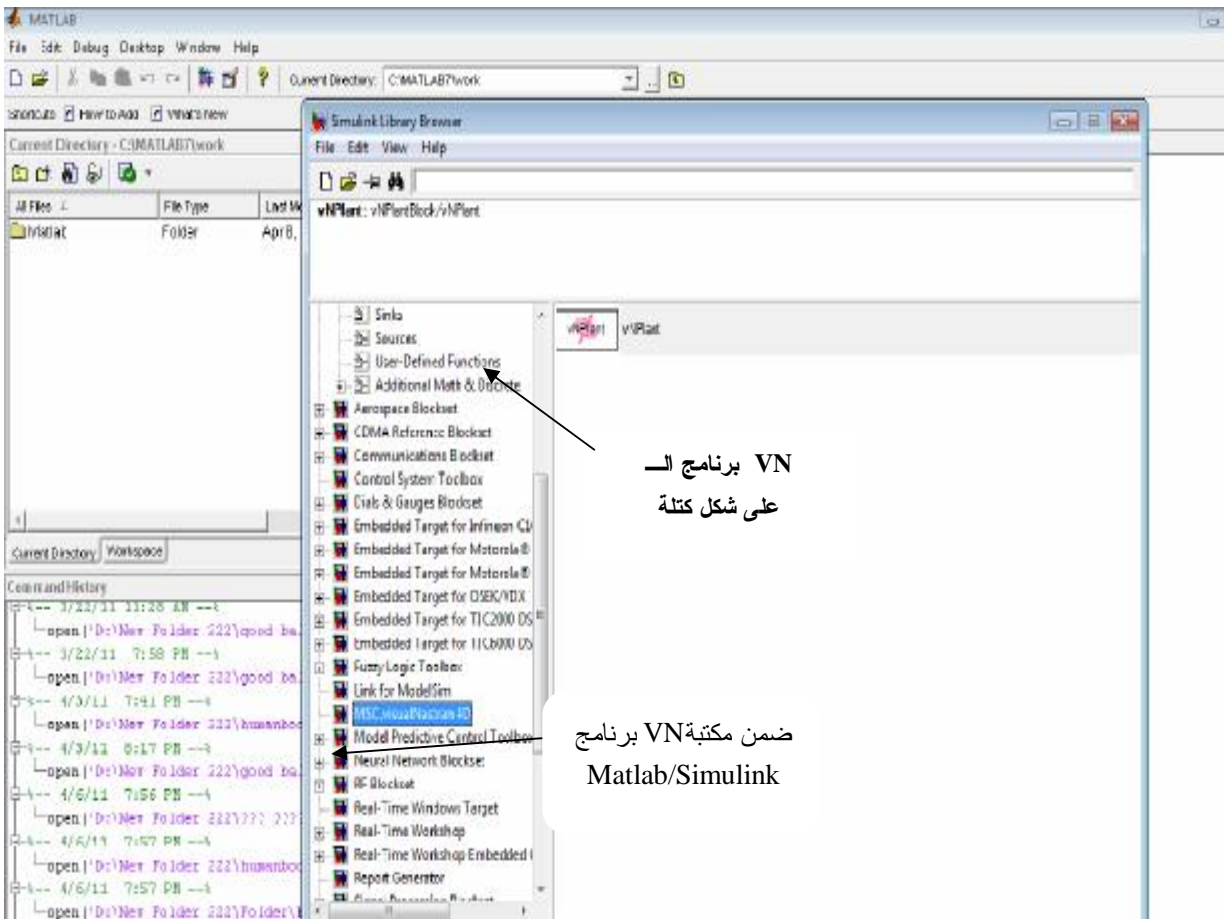
الشكل (1) نموذج جسم الإنسان

حتى يستطيع النموذج التوازن في وضع الوقوف اختيرت القيمة المرجعية لكل من زوايا مفصلي الورك والكاحل ($\Phi=0^\circ$)، في حين اختيرت القيمة المرجعية لزوايا مفصل الركبة ($\Phi=0.01^\circ$) وهي زوايا بسط؛ ذلك بحسب المراجع [14,13]. بينما حُدِّت الحركة الزاوية لمفصل الورك ضمن المستوي السهمي بين (0 to 135° Deg) وكانت لمفصل الركبة بين (-135° to 0 Deg) أما بالنسبة إلى مفصل الكاحل فكانت بين (0 to 60° Deg)؛ وذلك بحسب المرجع [15]. الميزة الأساسية التي أتاحتها لنا برنامج (VN4D) هي

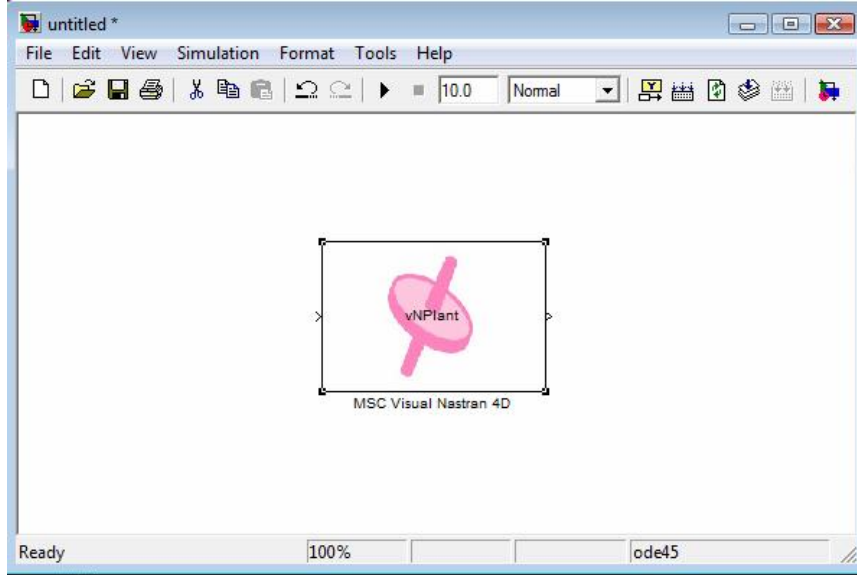
ولكن في دراستنا قمنا بدراسة الحركة ثنائية الأبعاد (2D) للنموذج، ويُحدَّد وزن كل جزء من أجزاء النموذج وحجمه وكثافته وأبعاده على حدة بالاعتماد على الجداول المرجعية المعروفة المذكورة في المرجع [18]. ومن ثمَّ يجري القيام بوصل هذه الأجزاء مع بعضها بعضاً وعندما يقوم البرنامج ببناء المعادلات الرياضية لنموذج جسم الإنسان ككل وبحسب بارامترات الحركة لكل جزء من هذا النموذج (الموضع، والسرعة، والتسارع، والعزم). بعد ذلك يمكن القيام بعملية محاكاة النموذج بالزمن الحقيقي (Real Time)، وقد تميّز برنامج Visual Nastran بقدرته على توحيد كلٍّ من التصميم بمساعدة الحاسب، والحركة، وتحليل العناصر المحددة (FEA) والتحكم في النموذج الواحد نفسه. كما تميّز هذا البرنامج بقدرته على استيراد الرسومات المصممة ببرامج (CAD) الأخرى مثل Mechanical desktop. لذلك كان الهدف من استخدام بيئة برنامج Visual Nastran هو بناء النموذج دون الحاجة إلى كتابة المعادلات الرياضية (إذ تُحسَبُ ضمناً داخل هذا البرنامج) فضلاً عن إمكانية مشاهدة الحركة لجسم الإنسان كما تحدث أماناً. لذلك تم القيام بعملية تصميم النموذج باستخدام Mechanical desktop ومن ثم تمت عملية استيراده عن طريق برنامج Visual Nastran والعمل عليه ضمن هذه البيئة بحيث تمت عملية تطوير النموذج بحسب الأبعاد الفيزيائية لمقاطع الجسم البشري؛ وذلك طبقاً للمراجع [18,8,7]، وقد عُدَّ ارتفاع النموذج 183 cm ووزنه 91 Kg، كما تم التحكم بكلٍ من مفاصل الكاحل والركبة والورك على أنها محركات مقيّدة يتم قيادتها عن طريق التحكم

إستراتيجية التحكم:
كما أسلفنا سابقاً فبعد أن بُنيَ نموذج جسم الإنسان وأُضيفَ على شكل كتلة ضمن مكتبة الـ Matlab/Simulink كما هو موضَّح في الشكل (2) والشكل (3).

إمكانية تمثيل نموذج الـ (VN4D) على شكل كتلة يمكن أن تضاف إلى مكتبة المحاكاة في برنامج Matlab/simulink مع البارامترات الكاملة لخرج هذا النموذج ودخله التي هي (السرعة، والعزم، والموضع) وقد تمكنا من التحكم بها عن طريق الماتلاب أيضاً [7].



الشكل (2) برنامج الـ (VN) ضمن Matlab/Simulink

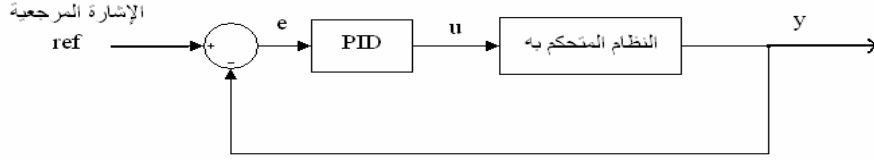


الشكل (3) النموذج على شكل كتلة ضمن مكتبة (Matlab/Simulink)

وتبين لنا بعد تبديل عدد كبير جداً من برامترات المتحكمات المسؤولة عن مفاصل الأطراف السفلية من أجل تعيين البارامترات المناسبة للمتحكم التي نستطيع من خلالها الحصول على التوازن المناسب للنموذج أن أفضل المتحكمات السابقة هو المتحكم (PID) كما يبين الشكل (4) إذ استطعنا من خلال استخدام هذا المتحكم الحصول على نتائج جيدة إلى حد كبير.

بُنيت الدارة التحكمية المناسبة في بيئة Matlab/Simulink كما يبين الشكل (4) التي تم من خلالها قيادة النموذج والتحكم بتوازنه عن طريق تطبيق عزوم على مفاصل الأطراف السفلية. إذ تم الوصول إلى التحكم الدقيق باستخدام المتحكم التناسبي التفاضلي التكاملي (PID) وضبط بارامتراته. ولهذا المتحكم عدة أنواع:

- 1- المتحكم (PD) المتحكم التناسبي التفاضلي.
- 2- المتحكم (PI) المتحكم التناسبي التكاملي.
- 3- المتحكم (PID) المتحكم التناسبي التكاملي التفاضلي.



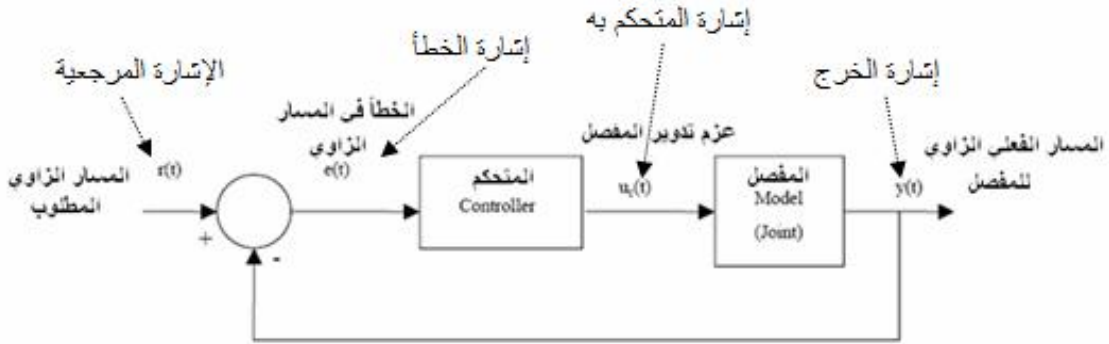
الشكل (4) المخطط الصندوقي لدارة التحكمية باستخدام المتحكم (PID)

فبعد أن قمنا بتحديد الهدف الأساسي للدارة التحكمية الذي تمثل في الحصول على التوازن الدقيق لنموذج جسم الإنسان خلال الوقوف، قمنا بتحديد المتغيرات التي نريد التحكم بها والتي هي عبارة عن العزوم المطبقة على المفاصل فضلاً عن زوايا توضع هذه المفاصل. أخيراً ضبُطتُ بارامترات النظام بهدف الحصول على الأداء المطلوب.

تعطى المعادلة التحكمية لهذا المتحكم من خلال (1)، في حين تبيّن المعادلة (2) معادلة التحويل لهذا المتحكم إذ تعبر (K_p) عن الربح التناسبي في حين تعبر $(K_i = K_p / T_i)$ عن الربح التكاملي، أمّا الربح التفاضلي فهو يعطى كما يأتي $(K_d = K_p * T_d)$ [21].

$$U(t) = k_{p*}e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int e(t) * d(t) + k_{p*}T_{d*}de(t) / dt \quad (1)$$

$$G_c(s) = K_p [1 + \frac{1}{T_{is}} + T_{is}] \quad (2)$$



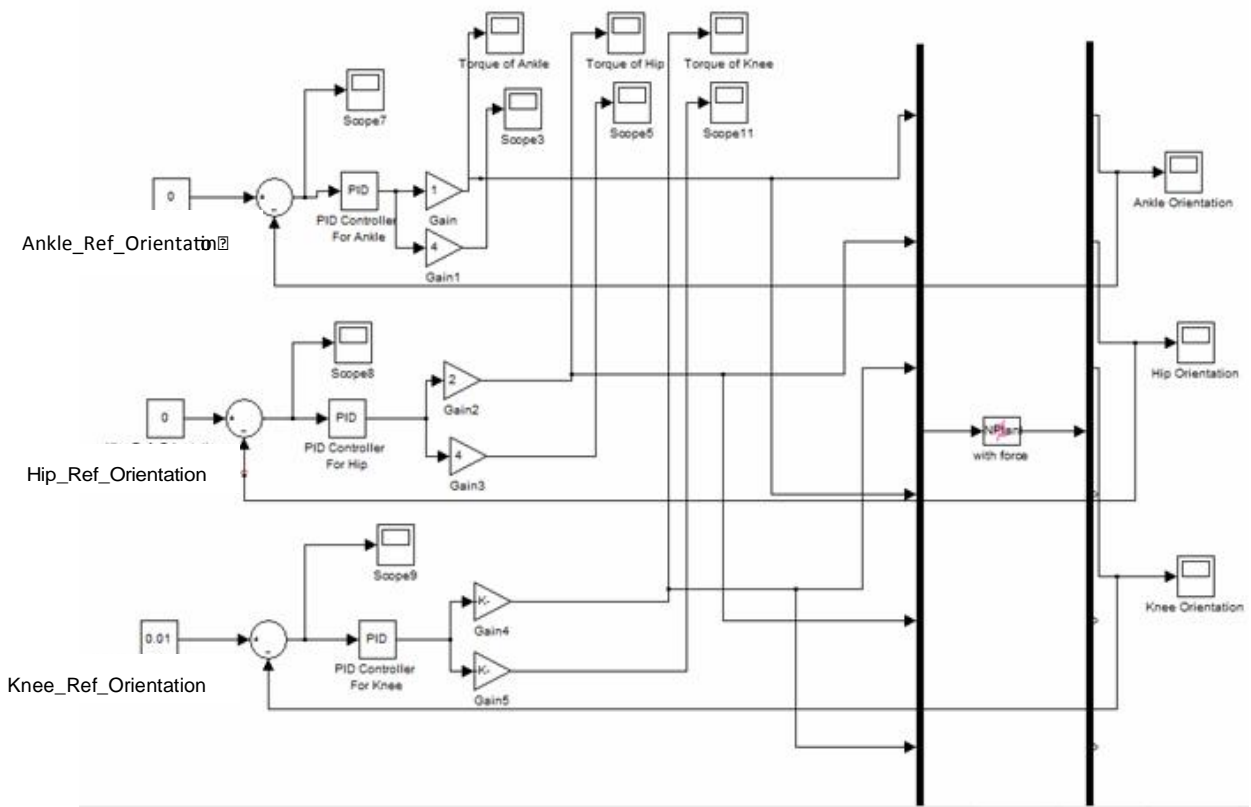
الشكل (5) المخطط الصندوقي لنظام التحكم ذي التغذية العكسية المسؤول عن التحكم بمفاصل الأطراف السفلية

يستخدم بدوره كدخل عكسي يقارن مع المسار الزاوي المطلوب، ثم يُستخدَمُ الفرق بين المسارين كدخل لنظام التحكم (المتحكم PID) بحيث يكون خرجهُ هو دخل للمحرك الذي يقوم بتطبيق عزم لتدوير المفصل وفق المسار الزاوي

يبين الشكل (5) المخطط الصندوقي لنظام التحكمي لمفاصل الأطراف السفلية (ورك، ركبة، كاحل) لنموذج جسم الإنسان حيث استُخدِمَ المسار الزاوي المطلوب كدخل مرجعي، في حين يكون خرج النظام هو المسار الزاوي الفعلي الذي

المطلوب على افتراض أن المحرك هو عبارة عن محرك خطي، قمنا بتمثيل المحرك بواسطة مضخم فقط. بعد ذلك بُنيت الدارة التحكمية النهائية ضمن بيئة Matlab/Simulink المسؤولة عن التحكم بتوازن نموذج جسم الإنسان؛ وذلك

كما يبيّن الشكل (6). وقد استُخدمت ثلاثة متحكمات (PID) أي إنّ كل متحكم مسؤول عن قيادة المفصلين الأيمن والأيسر، فضلاً عن استخدام أداة الـ (Scope) التي تعمل على توضيح الخرج على شكل منحنيات بيانية.



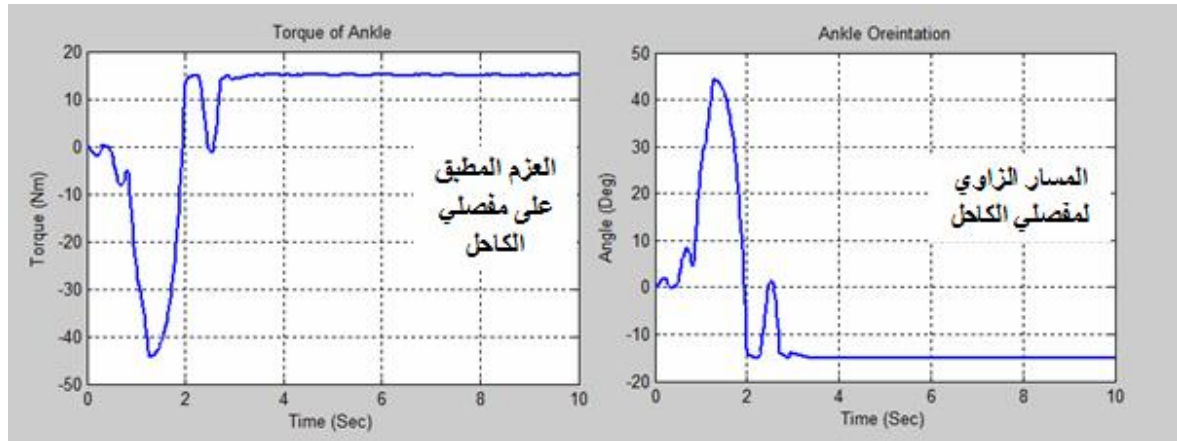
الشكل (6) الدارة التحكمية لنموذج جسم الإنسان

النتائج:

المسؤولة عن مفاصل الورك والركبة والكاحل في حين أبقينا المتحكمات التكاملية والتفاضلية في حالة عدم تفعيل، أي إنّ $(P=1)$ و $(I=0)$ و $(D=0)$ فحصلنا على النتائج الآتية المبينة من خلال الشكل (7) الذي يبيّن المسار الزاوي

بعد أن تم الحصول على الدارة التحكمية النهائية ضُبِّطتُ بارامترات المتحكمات الثلاثة على الشكل الآتي: إذ قمنا أولاً باستخدام المتحكم التناسبي لكل من المتحكمات

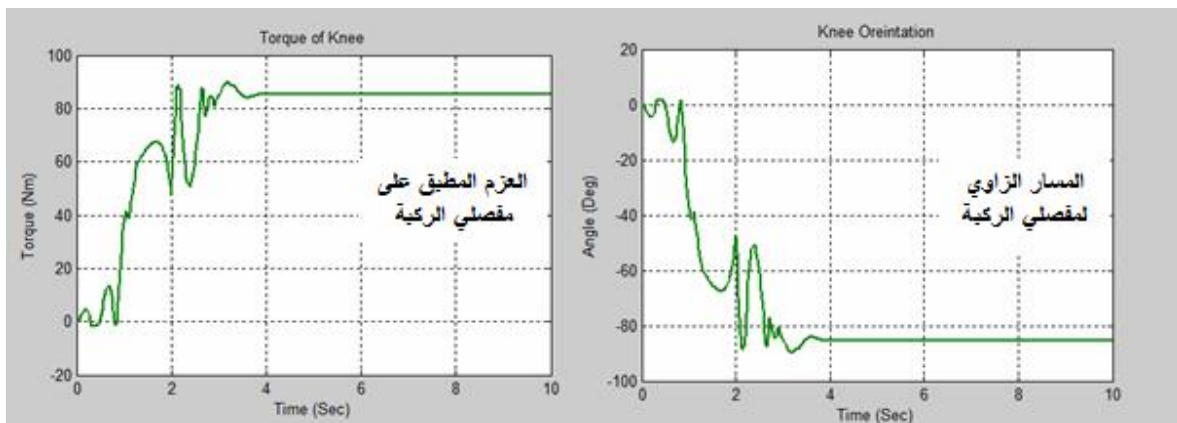
والعزم لمفصلي الكاحل والشكل (8) يبيّن المسار الزاوي والعزم بالنسبة إلى مفصلي الركبة، أمّا الشكل (9) فكان



الشكل (7) المسار الزاوي والعزم المطبق على مفصلي الكاحل عند استخدام المتحكم التناسبي فقط.

الشكل السابق الذي كان مقداره (10 Sec) ثانية. بينما كانت زاويتنا مفصلي الركبة بين (0 Deg) و(-85°Deg) كما يتضح ذلك جلياً من خلال الشكل (8)، في حين أن مفصلي الركبة قد تعرضا إلى عزم قبض كبير راوحت قيمته بين (0 to 80 Nm) كما في الشكل (8)، أيضاً خلال زمن (10 sec) ثانية.

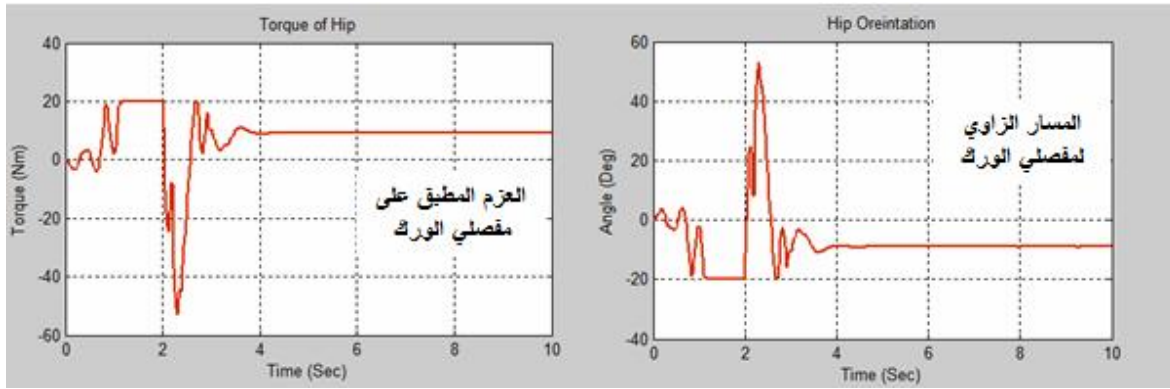
كما يوضح الشكل (7) أن هناك حالة تأرجح لنموذج جسم الإنسان إلى الأمام والخلف، ومن ثمّ هناك حالة عدم استقرار إذ راوحت قيمة زاوية مفصلي الكاحل بين (0 to -15° Deg)، وهذا بدوره أدى وكما يبيّن الشكل نفسه إلى تعرض مفصلي الكاحل لعزم بسط كبير راوحت قيمته بين (0 to 15 Nm)؛ وذلك خلال زمن الدراسة الذي يبيّنه



الشكل (8) المسار الزاوي والعزم المطبق على مفصلي الركبة عند استخدام المتحكم التناسبي فقط.

(Nm) خلال زمن وقدره (2.3 Sec) ثانية، ثم بدأ عزم البسط بالتناقص حتى الوصول إلى القيمة (9.5 Nm) خلال بقية زمن الدراسة، كما يبين الشكل (9).

أما بالنسبة إلى مفصلي الورك فقد راوح المسار الزاوي بين (0 to 9° Deg) كما في الشكل (9)، ي حين تعرض مفصلا الورك إلى عزم بسط كبير راوح بين (0) و (-52-



الشكل (9) المسار الزاوي والعزم المطبق على مفصلي الورك عند استخدام المتحكم التناسبي فقط.

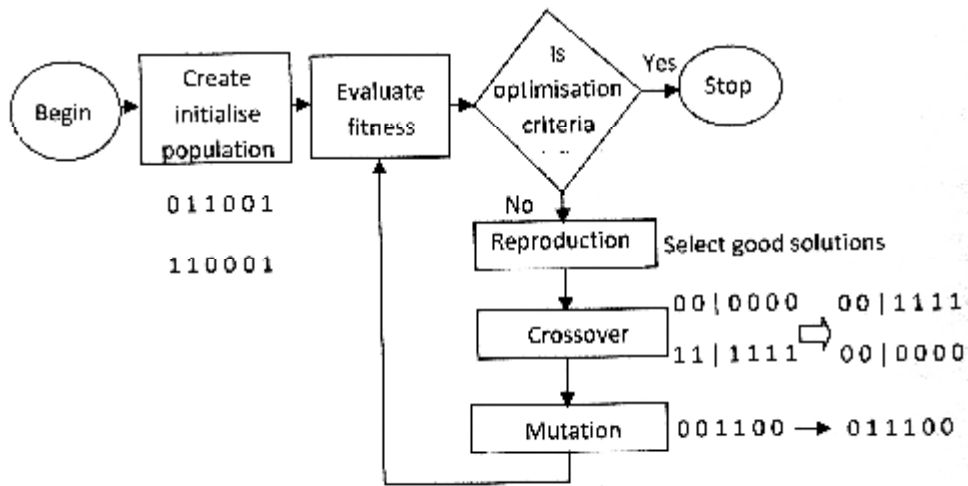
الجينية (Genetic Algorithm)، أي تقنية البحث الآلي كما في المراجع [8,16,17] التي استطعنا من خلالها ضبط بارامترات المتحكم بالشكل الذي من خلاله حصلنا على التوازن الدقيق لنموذج جسم الإنسان.

الخوارزمية الجينية (GA) Genetic Algorithm:

تعرف الخوارزمية الجينية بأنها خوارزمية بحث رياضية اقتبست من آلية الاصطفاء الطبيعي والتطور الوراثي [22,23]. إن العنصر الأساسي الذي يُعالج من قبل هذه الخوارزمية هو السلسلة، وعادةً ما تُحفظ مجموعة السلاسل التي تمثل حلاً للمشكلة من قبل هذه الخوارزمية، ومن ثم تُعالج عن طريق عمليات الاختيار (Selection) والتهجين

بعد ذلك قمنا بتفعيل كل من البارامترات الثلاثة (المتحكم التناسبي والتفاضلي والتكاملي) للمتحكمات الثلاثة وقمنا بعدد كبير جداً من تجارب المحاولة والخطأ (Trial and Error) غير أننا لم نستطع التوصل إلى القيم الدقيقة للبارامترات التحكيمية التي تمكننا من الحصول على التوازن الدقيق، ونظراً إلى أن النموذج ليس بسيطاً بل معقداً وغير خطي، لذلك فإن محاولات استخدام طرائق التجريب والخطأ لم تعد مجدية في ضبط بارامترات المتحكم (PID)، ولما كانت المعادلات الرياضية متضمنة داخل برنامج (VN) لذلك فإن استخدام الطرائق الرياضية لحساب بارامترات المتحكم (PID) غير مجدية أيضاً، لذلك استعنا بإحدى تقانات الذكاء الصناعي وهي الخوارزميات

(Crossover) والطفرة (Mutation). يجري 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



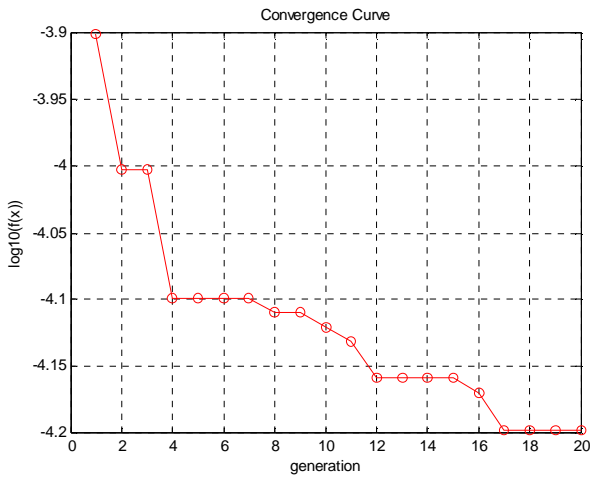
الشكل (10) مبادئ عمل الخوارزمية الجينية البسيطة.

التحكمية وكل متحكم له ثلاثة بارامترات كان لدينا تسع سلاسل. تُرسلُ قيم هذه السلاسل (البارامترات) إلى نموذج (Simulink). يراوح مجال قيم بارامترات المتحكم (PID) بين [0, 100].

الهدف من عملية إيجاد الحل الأمثل باستخدام (GA): إن الهدف من هذه العملية هو جعل الخطأ في زاويا كلٍّ من مفاصل الورك والركبة والكاحل أقل ما يمكن. ومهمة تابع الهدف Objective Function (ObjFun) هو تقليل متوسط مربعات الخطأ كما تبيّن المعادلات الآتية التي تعبر عن كلٍّ

عملية اختيار الحل الأمثل باستخدام (GA): استخدمت (GA) لتصميم وإيجاد أفضل البارامترات لمتحكم (PID). حيث رُمِّزَتُ بارامترات المتحكم كسلسلة ثنائية رقمية مؤلفة من عشرين خانة باستخدام الترميز الرمادي، ومن ثم وُضِعَت هذه البارامترات المرزمة على شكل سلسلة وذلك لتشكيل الصبغي (Chromosome)، وقد استُخدمَت (GA) ذات طول صبغي محدد. كما أنتجَ عشرين فرداً (حلول محتملة) كل فرد له تسع سلاسل تمثل البارامترات الثلاثة لمتحكم (PID)، ولما كان لدينا ثلاثة متحكمات ضمن الدارة

يبين الشكل (11) منحنى التقارب (Convergence Curve) الذي يظهر عدم حدوث أي تغيير في مجموع متوسط مربع الأخطاء بعد الجيل ذي الرقم (17)، حيث تم تشغيل (GA) إلى عدد أعظمي من الأجيال وقدره (20) جيلاً. أخيراً لا بد من الإشارة إلى الزمن الطويل الذي تتطلبه عملية المعالجة باستخدام هذه الخوارزمية عند زيادة عدد الأجيال إلى قيم أكبر والذي يعد من العوائق التي واجهتنا.



الشكل (11) منحنى التقارب الذي يبين تناقص متوسط مجموع مربعات الأخطاء مع زيادة عدد الأجيال

النتائج بعد تطبيق الخوارزمية الجينية:

بعد تطبيق الخوارزمية الجينية تمكنا من ضبط بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن مفصلي الكاحل فكانت له القيم الآتية: (P=9.23) و (I=9.96) وتظهر (D=2.83) النتائج من خلال الشكل (12) الذي يبين كلاً من المسار الزاوي لمفصلي الكاحل فضلاً عن العزم المطبق على هذين المفصلين.

من تابع الهدف لمفصل الورك كما في المعادلة (3)، تابع الهدف لمفصل الركبة كما في المعادلة (4)، أما تابع الهدف لمفصل الكاحل فتبينه المعادلة (5)، في حين تبين المعادلة (6) تابع الهدف لمجموع متوسط مربعات الأخطاء في زوايا المفاصل الثلاث.

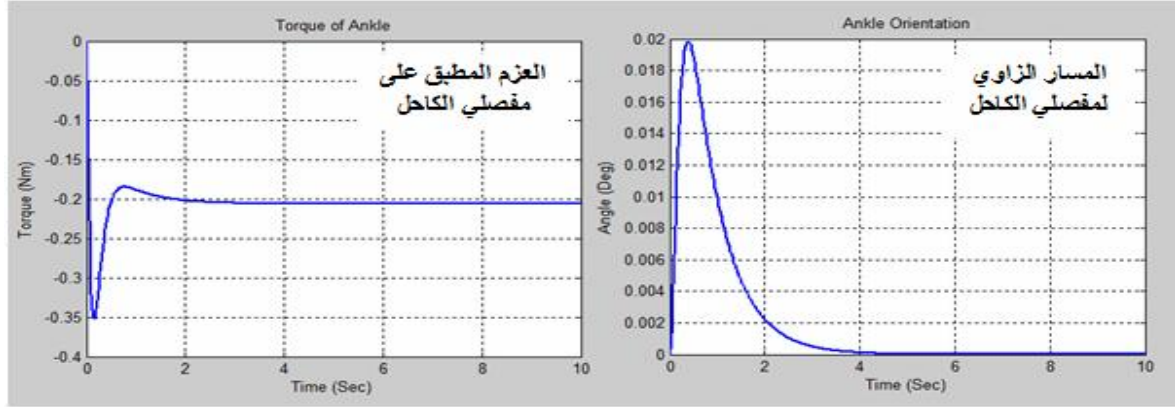
$$ObjFun_{Hip} = \text{Objective Function for Hip} = \frac{\sum_{i=1}^N (q_{Hip} - q_{Hip} - Ref)}{N} \quad (3)$$

$$ObjFun_{Knee} = \text{Objective Function for Knee} = \frac{\sum_{i=1}^N (q_{Knee} - q_{Knee} - Ref)}{N} \quad (4)$$

$$ObjFun_{Ankle} = \text{Objective Function for Ankle} = \frac{\sum_{i=1}^N (q_{Ankle} - q_{Ankle} - Ref)}{N} \quad (5)$$

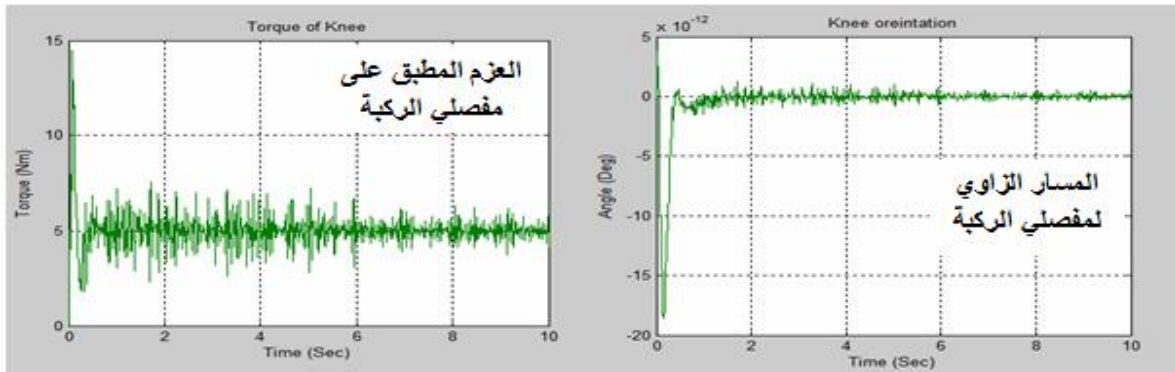
$$\text{Objective Function} = objFun_{Hip} + objFun_{Knee} + objFun_{Ankle} \quad (6)$$

إذ إن كلاً من ($objFun_{Hip}$) و ($objFun_{Knee}$) و ($objFun_{Ankle}$) هي توابع الهدف لكل من مفصل الورك والركبة والكاحل على التوالي، في حين تعبر (N) عن عدد العينات المأخوذة خلال زمن المحاكاة. أما (q_{Hip}) و (q_{Knee}) و (q_{Ankle}) فهي المسارات الزاوية الفعلية لكل من مفصل الورك ومفصل الركبة ومفصل الكاحل على التوالي. في حين أن ($q_{Hip} - Ref$) و ($q_{Knee} - Ref$) و ($q_{Ankle} - Ref$) هي المسارات الزاوية المرجعية أو المرغوب فيها لكل من مفصل الورك ومفصل الركبة ومفصل الكاحل على التوالي بحيث تم اختيار القيمة المرجعية لكل من زوايا مفصلي الورك والكاحل، $q_{Ankle-Ref} = q_{Knee-Ref} = 0^\circ$ في حين تم اختيار القيمة المرجعية لزاوية مفصل الركبة $q_{Knee-Ref} = 0.01^\circ$ وهي زوايا بسط؛ وذلك بحسب المراجع [14,13]. إن معدل التهجين (Crossover Rate) لهذه العملية ومعدل الطفرة هما على التوالي (80%) و (0.01). وكما



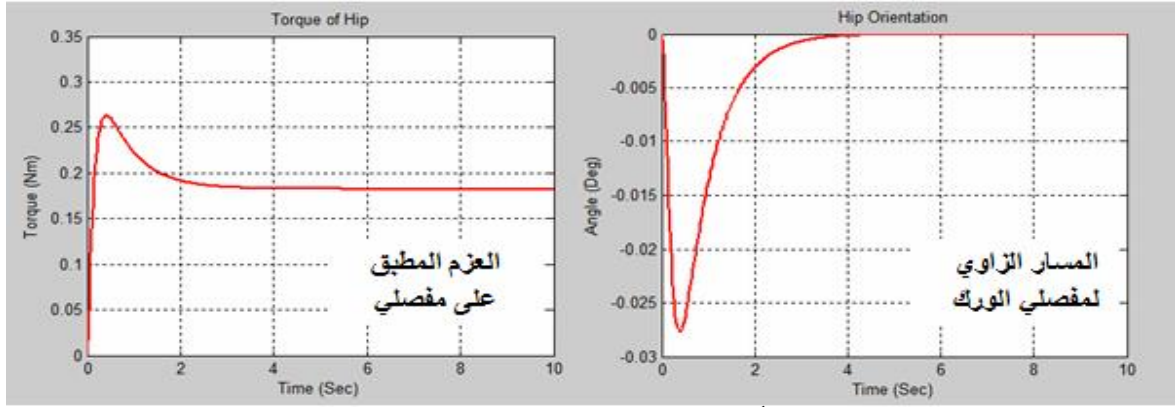
الشكل (12) كلُّ من المسار الزاوي والعزم لمفصلي الكاحل

كما يوضح الشكل (12) النتيجة الجيدة التي توصلنا إليها وبيّن المسار الزاوي لمفصلي الكاحل بأنه يأخذ قيمة صغيرة في البداية، وهي (0.02° Deg)، ثم يعود ليأخذ القيمة (0) طوال زمن الدراسة. بينما تبلغ قيمة عزم القبض الذي تعرض له مفصلا الكاحل فكان قدره



الشكل (13) كلُّ من المسار الزاوي والعزم المطبق على مفصلي الركبة

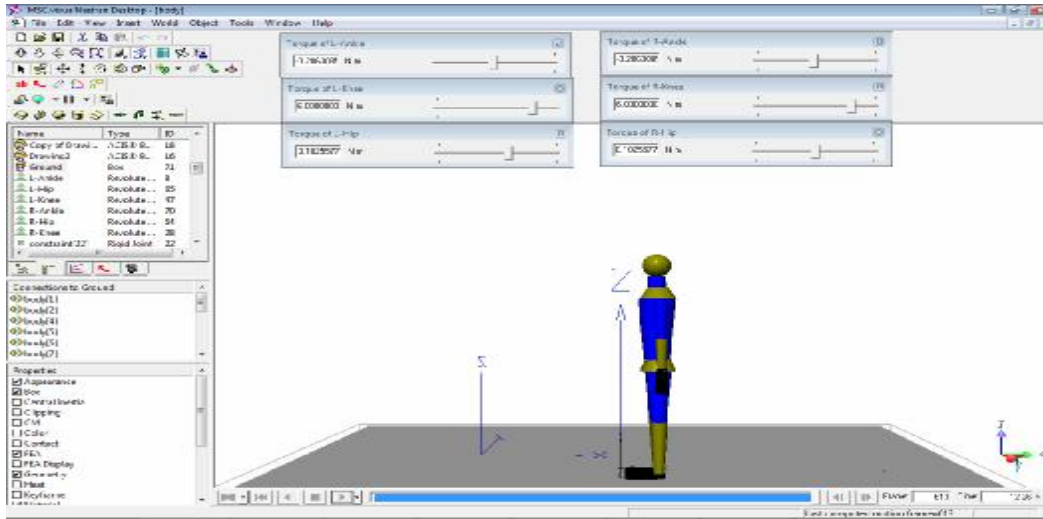
بيّن الشكل (14) المسار الزاوي الجيد لمفصلي الركبة إذ يأخذ قيمة صغيرة جداً، وهي (5*10⁻¹² Deg) في حين كانت قيمة عزم القبض الذي يخضع له مفصلا الركبة هي (5 Nm). وأخيراً كانت بارامترات المتحكم (PID) المسؤول عن مفصلي



الشكل (14) كل من المسار الزاوي والعزم المطبق على مفصلي الورك

الصغيرة لعزم القبض الذي يتعرض له مفصلا الورك والبالغة (0.182 Nm)، أمّا الشكل (15) فيبين التوازن النهائي لنموذج جسم الإنسان خلال مرحلة الوقوف.

نلاحظ من الشكل (14) أن قيمة المسار الزاوي لمفصلي الورك يأخذ في البداية قيمة صغيرة ومقدارها (-0.027°) خلال زمن قصير، ثم يعود ليأخذ قيمة الصفر؛ وذلك خلال كامل زمن الوقوف. كما يبين الشكل نفسه القيمة

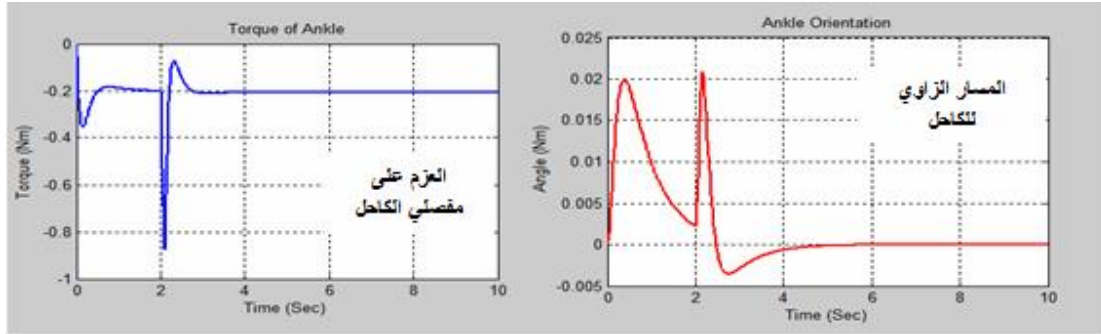


الشكل (15) توازن نموذج جسم الإنسان بعد تطبيق الخوارزمية الجينية (GA)

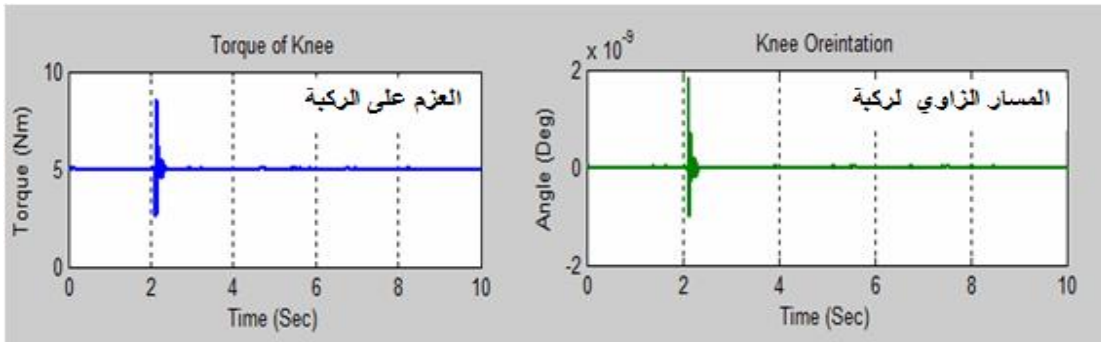
قيمتها نحو (3 Nm) بين فاصلين زمنيين من مدة الدراسة هما (2-2.5) ثانية فحصلنا على النتائج الآتية التي تبيّننا

كما قمنا باختبار توازن النموذج خلال الوقوف؛ وذلك بإضافة مؤثر خارجي (Disturbance) على شكل قوة بلغت

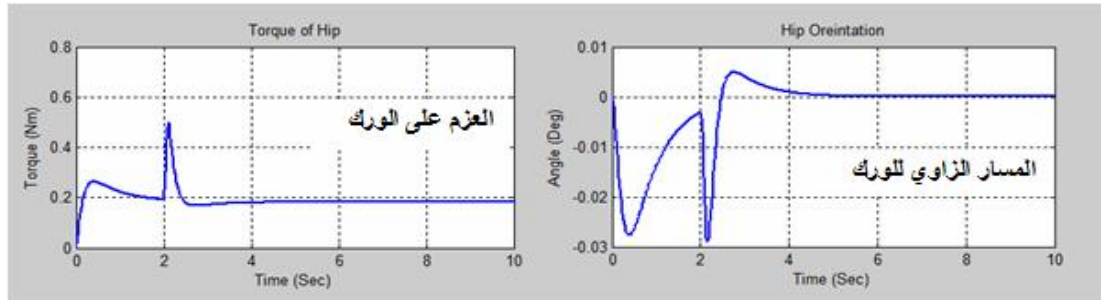
المخططات البيانية، وقد تبين اختلال توازن النموذج بين المديتين الزمنيتين المحدتين ويظهر هذا الاختلال على شكل نبضة لوحظ أنها تزداد مع زيادة قوة المؤثر، ولكن النموذج عاد إلى وضع التوازن بزوال القوة المؤثرة كما هو مبين في الأشكال (16) و (17) و (18)؛ وهذا ما يدل على وثوقية طريقة التحكم.



الشكل (16) نتائج المؤثر الخارجي في كل من المسار الزاوي والعزم لمفصلي الكاحل.



الشكل (17) نتائج المؤثر الخارجي في كل من المسار الزاوي والعزم لمفصلي الركبة.

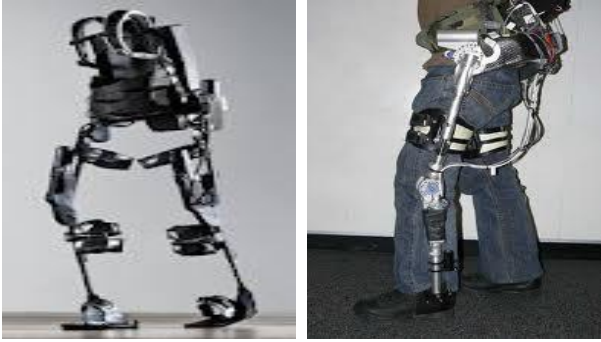


الشكل (18) نتائج المؤثر الخارجي في كل من المسار الزاوي والعزم لمفصلي الورك.

الخاتمة:

وهكذا يمكننا القول: إننا استطعنا القيام بعملية الحفاظ على وقوف نموذج جسم الإنسان وبقائه متوازناً طول زمن الدراسة مستخدمين بذلك نظرية التحكم التي لم يكن من السهل استخدامها؛ وذلك نظراً إلى صعوبة الحصول على بارامترات المتحكم المعتمدة على التجريب والخطأ فضلاً عن أن نموذج جسم الإنسان هو نموذج معقد وغير خطي، لذلك كان من الصعوبة نمذجته باستخدام متحكم خطي بسيط مثل الـ (PID)، ولكن استخدام الخوارزمية الجينية في ضبط بارامترات المتحكم أدى إلى إيجاد بارامترات المتحكمات التي أعطت أداءً جيداً وموثوقاً به يمكن الاعتماد عليه، وهذا يؤكد أن الاختيار الصحيح لبارامترات المتحكم -حتى ولو كان خطياً- يمكن أن يقود إلى تحكم دقيق بالأنظمة المعقدة واللاخطية، 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 هذه الدراسة في مجال التقانات المتطورة المساعدة للأشخاص ذوي الإعاقة مثل المشلولين (شلل رباعي أو شلل دماغي) الذين لا يستطيعون الوقوف؛ وذلك من خلال إمكانية استخدام كلٍّ من قيم المسارات الزاوية والعزوم التي حصلنا عليها كبرامترات دخل للمحركات التي تستخدمها الهياكل الخارجية (Exoskeletons) الداعمة لأولئك الأشخاص كما يبين الشكل (19) أو أجهزة إعادة التأهيل التي تجري بطريقة آلية ذات تقنية حسية حركية تعتمد على استخدام الأجزاء الآلية والأجهزة الميكانيكية الإلكترونية (Mechatronic). ونحن نأمل في المستقبل أن نستخدم تقنية التحكم السابقة نفسها للتحكم

بنماذج أعقد لجسم الإنسان حيث سننخل نماذج العضلات المحركة للمفاصل وهذا سوف يضيف بدوره تعقيداً أكثر، وفي هذه الحالة سوف تكون مهمة تقنية التحكم أن تقوم بعملية توازن لجسم الإنسان الذي هو بمنزلة نواس ذي ثلاثة مقاطع وذلك عن طريق استخدام محركات ذات نموذج معقد وغير خطي التي تمثل العضلات المحركة لمفاصل هذا النموذج.



الشكل (19) جهاز الهيكل الخارجي

وأخير نطمح بالمستقبل بأن نقوم بمحاكاة بقية أطوار المشي منتهين بمحاكاة كامل دورة المشي فضلاً عن القيام ببناء نماذج لعضلات الطرف السفلي وربطها بنموذج جسم الإنسان، بحيث تعطينا العزم اللازم لتحريك مفاصل الأطراف السفلية بحركات قريبة إلى الشكل الحقيقي الواقعي بشكل أفضل مما قمنا به علنا نستطيع تقديم المساعدة لهؤلاء الأشخاص الذين لم تساعدهم أطرافهم السفلية على ممارسة نشاطاتهم بشكل طبيعي.

المراجع:

8. Massoud, R., "Intelligent control techniques for spring assisted FES-cycling", PhD Thesis, Department of Automatic Control and System Engineering, University of Sheffield, United Kingdom, 2007.
9. Hernani. R, Romero. G, Jazmati. R, " An Alternative for Human Gait Modeling Using The Bondgraph Technique", Conference on Interdisciplinary Applications of Kinematics, Lima, Peru, 9-11 January, 2008.
10. Scovil. C, Ronsky. J, "Sensitivity of A Gait Simulation of Tibial Rotational Malunion", Human Performance Lab, University of Calgary, Alberta, Canada, 2003.
11. Dabiri. Y, Najarian. S, Zahadi. S, Moser. D, Shirzad. E, "A Musculoskeletal Driven Forward Dynamics Simulation of Swing Phase of Transfemoral Amputee Gait", Australian Journal of Basic and Applied Sciences, 4(2): 187-196, 2010.
12. Kuo. A. D, "An Optimal Control Model for Analysis Human Postural Balance", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, NO. 1, PP. 87-101, January 1995.
13. MD. P. Jacquelin Chief, "Gait Analysis Normal and Pathological Function", Chap.4.5.6, PP.51-111, New York, 1992.
14. AL MAWALDY. M, "The Influence Of Prosthetic Alignment On Medio-Lateral Stability Of Above-Knee Amputees", PHD Thesis, Bioengineer Unit, University Of Strathclyde, United Kingdom, 1993.
15. Cassim. M. M, Al-Turaiki. M. H. S, " Atlas of Orthotics, Biomechanical Principles and Application", The Joint Centre for Research in Prosthetics & Orthotics and Rehabilitation Programmers, Riyadh, Kingdom of Saudi Arabia, PP. 200-207, 1995.
16. Raikova. R. T, Aladjov. H. Ts, " Comparison Between Two Muscle Models Under Dynamic Conditions", Bulgarian Academy of Sciences, Centre of Biomedical Engineering, Bulgaria, 1 March 2004.
1. Vosinakis. S, Panayiotopoulos. T, "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, 2001.
2. MA. L, Chablat. D, Bennis. F, Zhang. W, HU. B, Guillaume. F, " Fatigue evaluation in maintenance and assembly operations by digital human simulation", Virtual Reality, vol.15(1), PP. 55-68, 2011.
3. Chaffin, Don. B, "Development of computerized human static strength simulation model for job design", Human Factors and Ergonomics in Manufacturing , Vol.7(4), PP.305-322, 1997.
4. Addi.K, Rodić .A, " IMPACT DYNAMICS IN BIPED LOCOMOTION ANALYSIS:TWO MODELLING AND IMPLEMENTATION APPROACHES", Journal, Mathematical Biosciences and Engineering - MATH BIOSCI ENG , vol. 7(3), PP. 479-504, 2010.
5. Sapio. V, Khatib. O, Delp. S, "Task-level approaches for the control of constrained multibody systems", Journal, Multibody System Dynamics - MULTIBODY SYST DYN , vol. 16(1), PP. 73-102, 2006.
6. Mitiguy, P.C.; Banerjee A.K., "Constraint Force Algorithm for Formulating Equations of Motion", Conference Proceedings of the First Asian Conference on Multibody Dynamics , PP. 606-608, september, 2002.
7. Anderson. F. C, Arnold. A. S, Pandy. M. G, Goldberg. S. R, and Delp. S. L, "Simulation of Walking", GRBT092-Rose-v2.cls, Chap. 12, pp. 195-210, 2005.

CAD	برامج الرسوم الهندسية
GC: Gait Cycle	دورة المشي
Swing Phase	طور التأرجح
Human body Model	نموذج جسم الإنسان
Mathematical Model	النموذج الرياضي
Dynamic Systems	الأنظمة الديناميكية
Moment	العزم
Genetic Algorithm	الخوارزمية الجينية
Objective Function	تابع الهدف
Crossover	التهجين
Chromosome	الصبغي
mutation	الطفرة

17. Wan. T. R, Tang. W, "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, UK, 2000.
18. Winter, D. A, "Biomechanics and motor control of human movement", 2nd ed, Wiley & Sons, Inc, 1990.
19. Iqbal, K. and Roy, A. Stabilizing PID Controllers for an Inverted Pendulum-based Biomechanical Model with Position, Velocity, and Force Feedback. ASME Transactions on Biomechanical Engineering.126,2004.
20. Jo. S, "Hierarchical neural control of human postural balance and bipedal walking in sagittal plane", PhD Thesis, Department of Electrical Engineering & Computer Science, Massachusetts Institute of Technology, 2006.
21. Ogata, K. Modern Control Engineering, Prentice-Hall, Inc., USA, 2002
22. Holland J, Adaptation in Natural and Artificial Systems, University of Michigan Press, Ann Arbor MI, University Michigan Press, 1975.
23. Goldberg, D., E, Genetic Algorithms in Search, Optimisation and Machine Learning, Addison Wesley Longman, Publishing Co, Inc., New York, 1989.

المصطلحات:

Visual Nastran	برنامج محاكاة
Matlab/Simulink	برنامج هندسي مشهور
Disturbance	مؤثر خارجي على شكل تشويش
FEA	تقنية تحليل العناصر المحددة
Mechanical desktop	برنامج هندسي تصميمي شهير
PID	المتحكم التناسبي التكامل التفاضلي

تاريخ ورود البحث إلى مجلة جامعة دمشق 2011/11/17