

## تطوير التّحكّم شبه الذاتي بطرفٍ صناعيّ إلكترونيّ لحالة بترٍ فوق المرفق

نزار فليون<sup>1</sup>، شادي البيطار<sup>2</sup>

1 مهندس، ماجستير تحكّم وروبوتيك - اختصاص روبوتيك، المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا،  
[nizar.falion@hiast.edu.sy](mailto:nizar.falion@hiast.edu.sy)  
2 باحث رئيسي، المعهد العالي للعلوم التطبيقية والتكنولوجيا،  
[shadi.albitar@hiast.edu.sy](mailto:shadi.albitar@hiast.edu.sy)

### الملخص:

نقترح في هذه المقالة طريقةً جديدةً للتّحكّم بالطرف الصّناعيّ البديل من فوق المرفق أثناء مهمة الوصول إلى الغرض بهدف التقاطه باستخدام وحدات القياس العتالية والرؤية الحاسوبية. تهدف الخوارزمية إلى معالجة مشكلة التّحكّم بالأطراف الصناعية المخصصة لمبتوري الطرف العلوي من فوق المرفق والتي تتمثل بعدم توفّر إشاراتٍ عضلية كافيةٍ للتّحكّم بمفاصل الطرف متعدّدة درجات الحرية كلّها، حيث تساعد مبتوري الطرف العلوي في الوصول إلى الغرض المرغوب والنقاطه بتوجيه مرغوبٍ ونوع إمساكٍ مناسب. إنّ هذه الطريقة قادرةٌ على الاستفادة من التطور التقنيّ المستمرّ للأطراف الصناعية على صعيد عدد درجات الحرية للمناورة وعدد أنماط الإمساك، فمن خلالها يمكن للمبتور تحريك الطرف الصناعي والمناورة به بشكلٍ متزامنٍ مع حركة مفصل كتفه مما يضيف عليه سلوكاً طبيعياً أثناء مرحلة التقاط الغرض. تمّت محاكاة ذراع روبوتية ذات سبع درجات حرية مزوّدة بكاميرا في بيئة Webots وربطها مع بيئة MATLAB لاختبار عمل الخوارزمية المقترحة أثناء مرحلة الوصول إلى الغرض المطلوب، وتمّ التّحقق من أدائها عملياً بعد تنفيذها على ذراع مخبرية ذات سبع درجات حرية مزوّدة بكاميرا وماسكٍ بدرجة حرية واحدة. في كلّ من بيئة المحاكاة والمنصة العملية، تمثّل الروابط الدورانية الثلاثة الأولى في الذراع مفصل الكتف والذي يُحرّك يدوياً، بينما تمثّل باقي الروابط روابط الطرف البديل. بيّنت النتائج العملية قدرة الطريقة المقترحة على مساعدة المبتور في الوصول إلى الغرض المطلوب بشكلٍ متزامنٍ مع حركة مفصل كتفه والنقاطه بالتّوجيه المرغوب بزمنٍ يُقدّر بين 3 إلى 4 ثوانٍ بحسب الحالة.

تاريخ الإيداع: 2023/8/29

تاريخ القبول: 2023/10/24



حقوق النشر: جامعة دمشق - سورية،  
يحتفظ المؤلفون بحقوق النشر بموجب

الترخيص CC BY-NC-SA 04

**الكلمات المفتاحية:** الاطراف الصناعية، تحكّم شبه ذاتي، بتر فوق المرفق، التقاط الغرض، وحدات القياس العتالية، الرؤية الحاسوبية، ذراع روبوتية.

## Semi-Autonomous Control Development of a Prosthetic Limb for Above-elbow Amputation

Nizar FALION<sup>1</sup>, Chadi ALBITAR<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Engineer, Master of Control and Robotics, Higher Institute for applied Sciences and Technology, [nizar.falion@hiast.edu.sy](mailto:nizar.falion@hiast.edu.sy)

<sup>2</sup> Associate Professor, Higher Institute for applied Sciences and Technology, Vision and Robotics, [shadi.albitar@hiast.edu.sy](mailto:shadi.albitar@hiast.edu.sy)

### ABSTRACT:

In this paper, we propose a new method for controlling an above-elbow prosthetic limb during the reaching to grasp an object using IMU and computer vision. The proposed method tackles the problem facing the control of prosthetic limbs for those who have a Transhumeral amputations, which is represented in the lack of sufficient muscle signals to control all the joints of a multi degrees of freedom limb, and helps upper limb amputees to reach a desired object and pick it up with a desired direction. This method is capable of taking advantage of the continuous technical development of the prosthetic limbs in terms of the number of degrees of freedom to maneuver, through which the amputee can move the prosthesis and maneuver it synchronously with the movement of his shoulder joint, and that gives him a natural behavior during the stage of grasping an object. A seven-degrees of freedom robotic arm equipped with a camera was simulated in Webots environment and linked with the MATLAB environment to implement the proposed algorithm for reaching the desired object, then its performance was evaluated practically on a seven-degrees of freedom experimental manipulator, camera and one degree of freedom gripper. The first three rotational joints in the arm represent the shoulder joint, which are manually moved, but the rest of the joints represent the prosthetic limb. The practical results showed the ability of the proposed method to help the amputee to reach a desired object synchronously with his shoulder movement and grasp the object with the desired direction in an estimated time between 3 to 4 seconds, depending on the case.

**Keywords:** Above-Elbow Prosthetic Limb, Semi-Autonomous Control, Object grasping, IMU, Computer Vision, Transhumeral Amputations, manipulator.

Received: 29/8/2023

Accepted: 24/10/2023



**Copyright:** Damascus University- Syria, The authors retain the copyright under a CC BY- NC-SA

## 1. مقدمة عامة:

يلعب الطرفان العلويان دوراً أساسياً في نشاطات الإنسان اليومية، حيث يحتوي كل طرفٍ علويٍّ على أكثر من 20 درجة حرية مفصلية تشكّل عملية تعويضها بمفاصل صناعية تحدياً كبيراً. تمّ تصميم أطرافٍ صناعيةٍ تعوّض الوظائف الأساسية التي يحتاجها المبتور في حياته، وصنّقت هذه الأطراف حسب مستوى البتر أو حسب طريقة التّحكّم بها (Hussain et al,2019,2).

تعتبر الأطراف غير المفعلّة الأكثر استخداماً في الدّول النامية حتّى الآن، بسبب رخص ثمنها وأدائها المستقرّ، لكنّها بالمقابل متعبّة للمستخدم وبطيئة في العمل. أمّا بالنسبة للأطراف المفعلّة إلكترونيّاً فإنّ أول طرفٍ تمّ تطويره عام 1960 في الاتحاد السوفيتي وتمّ اختباره على المرضى في بداية عام 1970 (LI et al,2011,100). يتمّ حالياً التّحكّم في معظم الأطراف الالكترونية التجارية اعتماداً على إشارات العضلات الكهربائيّة التي يتمّ تحصيلها باستخدام الحساسات العضلية (**ElectroMyoGraphy (EMG)**) التي توضع سطحياً فوق عضلات الجذمور وتعطي إشاراتٍ تماثليّة تتناسب طردياً مع شدة تقلص العضلة (Parker et al,2011,100) (LI et al,2006,541).

إنّ الطريقة المستخدمة للتّحكّم بالطرف الصناعي الإلكتروني بالاعتماد على الحساسات العضلية تتعلّق بحالة المبتور وعدد درجات حرية طرفه بشكلٍ مباشرٍ، ففي حال تمّ تحصيل إشارة عضلية واحدة فقط (قناة واحدة) وكان الطرف البديل ذا مفصلٍ وحيدٍ، عندها يتمّ استخدام طريقة التّحكّم المباشر، حيث يجري فيها مقارنة مطال الإشارة العضلية مع عتبتين لتحديد اتجاه حركة مفصل الطرف أو توقّفه. في حال تمّ تحصيل إشارتين عضليتين فقط وزود المبتور بطرفٍ ذي مفصلٍ وحيدٍ عندها يمكن استخدام طريقة التّحكّم المباشر للتّحكّم بسرعة أو عزم هذا المفصل (Roche et al,2014,1). أمّا في حال تمّ تزويد

المريض بطرفٍ متعدّد درجات الحرية، عندها يتمّ استخدام طريقة التبدّل بالاعتماد على الإشارتين العضليتين السابقتين، حيث يتمّ تدريب المبتور على توليد إشارات التبدّل بين المفاصل وإشارة التّحكّم بسرعة أو عزم المفصل المفعل. للأسف، أكدت التجارب بأن طريقة التبدّل مرهقة وغير عملية مع زيادة عدد درجات الحرية المتحكّم بها، وليس من السهل عندئذٍ على معظم حالات البتر التّحكّم بعزم أو سرعة المفصل اعتماداً على مطال الإشارة العضلية (Heerschop et al,2020,1). في حال تمّ تحصيل عدّة إشاراتٍ عضليةٍ من عضلات الجذمور وتزويد المريض بطرفٍ متعدّد درجات الحرية، عندها يمكن استخدام طريقة التّعريف على الأشكال، التي بدأ استخدامها في التّحكّم بالأطراف الالكترونية منذ عام 1990 (Hudgins et al,1993,1). في حال لم يكن بالإمكان تحصيل أكثر من إشارتين عضليتين كما في حالة بترٍ من فوق المرفق Transhumeral، يتمّ اللّجوء إلى عملية إعادة التّعصيب لزيادة عدد الإشارات العضلية المستخلصة من منطقة الجذمور والاستفادة منها في زيادة عدد أوامر تحريك مفاصل الطرف الإلكتروني (Salming et al,2019,1037e).

رغم تطوّر إمكانيات الأطراف الالكترونية وقدرة بعضها على تعويض معظم المفاصل، ورغم تطوّر خوارزميات التّحكّم التي تعتمد على الإشارات العضلية، إلّا أنّ معدّل رفض استخدامها لم ينخفض بسبب عدم فعاليتها في بيئة العمل الحقيقية (Roche et al,2014,5) (Salming et al,2019,1042e).

نهتمّ في هذا البحث باقتراح خوارزمية للتّحكّم بطرف الكروني ذي أربع درجات حرية مفصلية وكفّ متعدّد أنواع الإمساك بالاعتماد على الرؤية الصناعيّة والحساسات العظاليّة، بهدف مساعدة المبتور في حالات البتر فوق المرفق في الوصول إلى الغرض المرغوب وإمساكه بالاتجاه المرغوب.

نعرض بدايةً دراسةً مرجعيةً عن أهمّ الأعمال ذات الصلة، ونشرح بعد ذلك الخوارزمية المقترحة والطريقة المتبعة لاختبارها عملياً والنتائج العملية المسجلة.

## 2. الدراسة المرجعية:

هناك بعض المشاكل التي تواجه طريقة التعرف على الأشكال، مثل بطء التعرف وتغير قوة تقلص العضلة مع مرور الوقت وكذلك حركة طرف المبتور (Spieker et al,2021,2)، كما أنّ دقة تصنيف الإشارات وعدد الصفوف يتعلّق بحالة المريض وعدد الحساسات التي يمكن استخدامها لتحصيل نشاطه العضلي في مكان الجذومر. يجري العمل على تحسين أداء طريقة التعرف حيث استطاع Zhang et al (2019) من تصنيف خمسة صفوف بدقة 98.7% وزمن استجابة 227.76 ms باستخدام الشبكات العصبونية دون اختبار الطريقة على شخص مبتور. قدّم Spieker et al (2021) طريقة جديدة لتحسين صلابة تصنيف خوارزمية التعرف وذلك بالاستعانة بوحدات القياس العطالية IMU دون زيادة في زمن الاستجابة، إلا أنّها لم تطبق في التحكم بطرف إلكتروني.

تزداد صعوبة التحكم بالطرف الإلكتروني البديل في حالة البتر فوق المرفق لأنّ مفصل المرفق يساهم في توضع الكفّ في المكان المرغوب ضمن فضاء العمل. توجّه الباحثون مؤخراً إلى إيجاد طرق جديدة للتحكم بالأطراف الصناعية الإلكترونية القادرة على تعويض معظم المفاصل المفقودة، وذلك بدمج بيانات عدّة أنواع من الحساسات مثل وحدات القياس العطالية وأنظمة الرؤية الحاسوبية مع الحساسات العضلية، وقد ظهر مفهوم التحكم شبه الذاتي بالطرف الإلكتروني البديل عام 2014، حيث تمّ اقتراح استخدام وحدات القياس العطالية لتقدير حركة جسم الإنسان، ويتمّ تقدير موضع مفصل ما عن طريق وحدتي قياس عطالية يتمّ توضعيهما في أماكن محدّدة في الجسم حتّى لا تتأثرا بالانزياحات الناتجة عن تقلص العضلات وتمددها (Ancans et al,2015,2) (Vanegas et al,2015,2) استخدمت وحدات القياس العطالية في المعالجات الفيزيائية أيضاً (Van de Kleut et al,2021,1)، وفي مراقبة المرضى الذين يعانون من الإصابة بالحبّل الشوكي

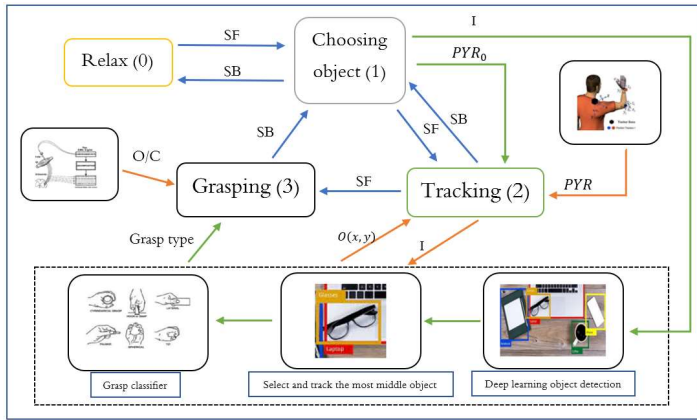
العنقي (Bravi et al,2021,1)، وكذلك التحكم بشكل متزامن بمفاصل الطرف الإلكتروني LUKE ARM عن طريق تضمين هذه الحساسات وحساسات تقيس شدة القوة المطبقة عليها ضمن حذاء المبتور (Resnik et al,2014,1). ركّزت أيضاً العديد من الدراسات على التحكم بمرفق الطرف الصناعي الإلكتروني البديل عن طريق وحدات القياس العطالية وخوارزميات الذكاء الصناعي لتقدير حركة هذا المفصل بالزمن الحقيقي ومزامنته مع حركة مفصل كتف المبتور للوصول إلى الغرض المرغوب (Merad et al,2020). بالنسبة لأنظمة الرؤية فقد استُخدمت في اكتشاف البيئة المحيطة بالطرف الإلكتروني لتحديد نوع الإمساك الأفضل للغرض المرغوب، وذلك باستخدام خوارزميات الذكاء الصناعي وكفّ متعدّدة أنواع الإمساك. تمّ إنشاء مجموعات بيانات كـ (Image Net Dataset) لأغراض منزلية تُستخدم بشكل يومي وتدريب شبكات عصبونية عليها لتحديد نوع الإمساك الأنسب لهذه الأغراض والوصول إلى استجابة ضمن حدود الزمن الحقيقي (DeGol et al,2017) (Ghazaei et al,2016). تمّ العمل أيضاً على التحكم بدوران الساعد بالإضافة إلى تحديد نوع الإمساك اعتماداً على الصورة الملتقطة من الكاميرا المدمجة في الطرف الإلكتروني (Wang et al,2020).

إنّ نقل رغبة المبتور من فوق المرفق للطرف الإلكتروني لالتقاط غرضٍ ما يشكل تحدياً كبيراً، فقد استُخدمت عملية تحديد موضع نظّر المبتور (eye gaze) لتحديد الغرض المرغوب، بالإضافة لوحدة القياس العطالية لتقدير موضع مفصل الكتف بهدف الوصول إلى الغرض المرغوب (martin et al,2014). يعتبر التحكم شبه الذاتي الخيار الأفضل مقارنةً بطرق التحكم التقليدية التي تعتمد على حساسات الإشارات العضلية فقط كلّما زاد مستوى البتر (Markovic et al,2020,1) (Gardner et al,2020,1) (al,2015,11)، ويمكن من خلال الميزات الحركية المستخلصة من وحدات القياس العطالية التنبؤ برغبة المبتور للإمساك بغرض ما (Mouchoux et al,2021)، كما يمكن تحديد شكل الغرض واقتراح أنماط الإمساك بالاستعانة بخوارزميات التعلّم العميق المطبقة على الصورة الملتقطة للأغراض المحيطة بالطرف الإلكتروني (Starke et al,2022).



الشكل 1 الأماكن المقترحة لتوضيح الحساسات ضمن الطرف.

يمكن للطرف البديل تقدير موضع مفصل كتف المبتور (pitch-yaw-roll) بالاعتماد على وحدتي القياس العطالية، ونرمز لها PYR. يمكن ملاحقة الغرض المرغوب بهدف الوصول إليه بالاعتماد على صورته الملتقطة من الكاميرا المتوضّعة في راحة الكفّ والتي نرّمز لها I. تمرّ ذراع الطرف البديل بثلاث حالاتٍ أساسيةٍ بالإضافة لحالة الراحة أثناء تنفيذ الخوارزمية المقترحة. يبيّن الشكل (2) الحالات الأساسية للذراع وإشارات الانتقال فيما بينها ونعرض فيما يلي هذه الحالات بالتفصيل.



الشكل 2 الخوارزمية المقترحة وآلية الانتقال بين الحالات.

### 3.1 حالة الراحة Relax state:

تكون فيها جميع محرّكات الطرف البديل غير مفعّلة. يتمّ الانتقال إلى حالة اختيار الغرض عن طريق توليد إشارة SF، كما يتمّ العودة إلى حالة الراحة عن طريق توليد إشارة SB.

### 3.2 حالة اختيار الغرض object selection state:

في هذه الحالة تكون الكفّ مفتوحة، والزاوية بين العضد والسّاعد قائمة، والكاميرا مفعّلة. يستطيع المبتور توجيه الكاميرا (الكفّ) باتجاه الغرض

### 3. الخوارزمية المقترحة:

لتوصيف المسألة البحثية نفترض وجود مريضٍ مبتور الطرف العلوي الأيمن فوق المرفق، وقد رُكّب له طرفٌ صناعيٌ إلكترونيٌ بديلٌ مؤلّف من جزأين أساسيين؛ الجزء الأول هو السّاعد وهو عبارة عن ذراع ذات أربع درجات حريّة (المرفق يمثّل درجة حريّة دورانية، الرسغ يمثّل ثلاث درجات حريّة من نوع رابطة كروية) والجزء الثاني كفّ متعدّد أنواع الإمساك مزوّدة بكاميرا في راحتها، أي أنّهما تشكّلان معاً ذراعاً بسبع درجات حريّة رابطة. يحتاج هذا المبتور للوصول إلى الغرض المرغوب عن طريق طرفه البديل حتى يمسك به.

نفترض بأنّه يتمّ تحديد أوامر إمساك الغرض وإفلاته بالاستعانة بحساساتٍ EMG يتوضّعان سطحياً على العضلتين ذات الرأسين وذات الرؤوس الثلاثة (منطقة الجذمور) مما يسمح للمبتور بتوليد أربع إشارات تحكّم مختلفة وهي (فتح-إغلاق-تبديل مباشر-تبديل عكسي)، ونرمز لها (O-C-SF-SB). نفترض أيضاً قدرة الكفّ على تحديد نوع الإمساك الأنسب لشكل الغرض آلياً اعتماداً على خوارزميات التعلّم العميق التي تعتمد على صورة الغرض الملتقطة من الكاميرا.

نزوّد الطرف الإلكتروني بوحدتي قياس عطاليةٍ توضع إحداها عند مرفق الطرف والثانية ضمن حزام التعليق. يوضّح الشكل (1) أماكن توضع وحدتي القياس العطالية، ومكان توضع الكاميرا ضمن راحة الكفّ. يخضع المبتور والطرف البديل للفرضيات التالية:

- جذع المبتور ثابتٌ أثناء عملية الالتقاط.
- يقع الغرض المراد التقاطه في فضاء عمل ذراع المبتور.
- احتمالية وجود مجموعةٍ من الأغراض المبعثرة بشكلٍ عشوائيٍّ ضمن فضاء عمل ذراع المبتور.
- الأغراض قابلةٌ للإمساك بيدٍ واحدةٍ وساكنةٌ لا تتحرك.

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix}$$

$$R_x(\phi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ 0 & \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{pmatrix}$$

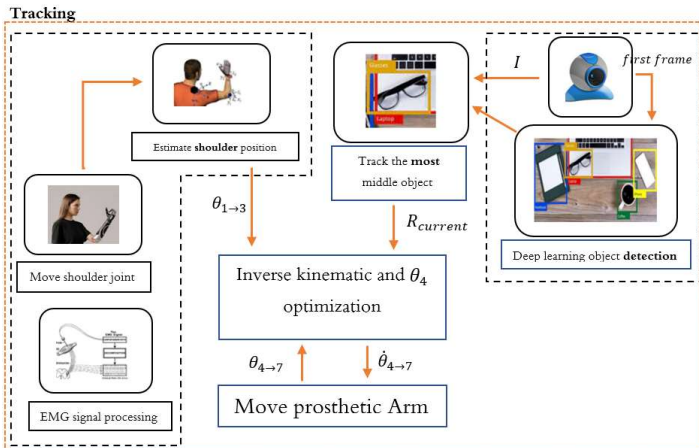
بمطابقة مصفوفة دوران  $R_{shoulder}$  مع جداء المصفوفات السابقة كما توضّح العلاقة (2) نجد:

$$\psi = \arctan\left(\frac{R_{21}}{R_{11}}\right)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{-R_{31}}{\sqrt{1 - R_{31}^2}}\right)$$

$$\phi = \arctan\left(\frac{R_{32}}{R_{33}}\right) \dots \dots \dots (3)$$

وبالتالي يتم حساب زوايا مفصل الكتف بالنسبة للعضد. يتم الانتقال إلى حالة الملاحظة عن طريق توليد إشارة SF والتي تعبّر عن رغبته بالالتقاط، عندها يتم تحديد آخر توجّه للكفّ  $PYR_0$  واعتباره التوجّه المبدئي الذي نعتمده في مرحلة الملاحظة. يتم العودة من حالة الملاحظة إلى حالة الاختيار عن طريق توليد إشارة SB. يبيّن الشكّل (3) مخطط حالة الملاحظة.



الشكّل 3 مخطط يبين إجرائية حالة الملاحظة

المرغوب من خلال تحريك مفصل كتفه. يعتبر الكتف مفصلاً معقداً جداً فهو مؤلّف من خمس روابط. ما يهمنا هي الرابطة المتوضّعة تحت الأخرم والتي يتم تحريكها عن طريق مجموعة من العضلات. تساهم هذه العضلات بتحريك الذراع بقوة وبشكل كروي وبمجال واسع (أي تشكّل رابطة كروية) (Elsevier et al, 2013)، ترتبط كل وحدة قياس عطالية بجملة إحداثيات متعامدة نظامياً، ويتم قياس السرعة الزاوية حول كل محور والتسارع الخطي باتجاه كل محور أيضاً. تساهم هذه القياسات في حساب مصفوفة دوران الجملة المرتبطة بوحدة القياس بالنسبة لجملة مرجعية مرتبطة بالأرض (يتّجه أحد محاورها باتجاه شعاع الجاذبية الأرضية والثاني باتجاه الشمال المغناطيسي) بالاستعانة بحساس مغناطيسي، ويتم تحديد توجّه الحساس بالنسبة للجملة الأرضية، لذلك يتم استخدام وحدتي قياس عطالية لتقدير الدوران النسبي بين قاعدة الكتف وعظم العضد. تُعتبر الجملة المرتبطة بوحدة القياس العطالية المتوضّعة داخل حزام نظام التعليق (الشكّل (1)) في أعلى مستوى الكتف الجملة المرجعية  $R_0$ ، والجملة المرتبطة بوحدة القياس العطالية المتوضّعة بجانب مفصل المرفق للطرف البديل  $R_{elbow}$ . نحسب مصفوفة دوران عظم العضد بالنسبة للجملة المرجعية عن طريق المعادلة (1).

$$R_{shoulder} = inv(R_0) R_{elbow} \dots \dots \dots (1)$$

يمكن تحليل مصفوفة دوران مفصل الكتف إلى ثلاث مصفوفات دوران متلاحقة (دوران حول  $Z_0$  الجملة المرجعية ثم دوران حول  $Y_1$  للجملة الناتجة ثم دوران حول  $X_2$  للجملة الناتجة) بهدف معرفة زوايا الدوران (زوايا أولر PYR) وفق العلاقة (2).

$$R_{shoulder} = R_z(\psi) \cdot R_y(\theta) \cdot R_x(\phi)$$

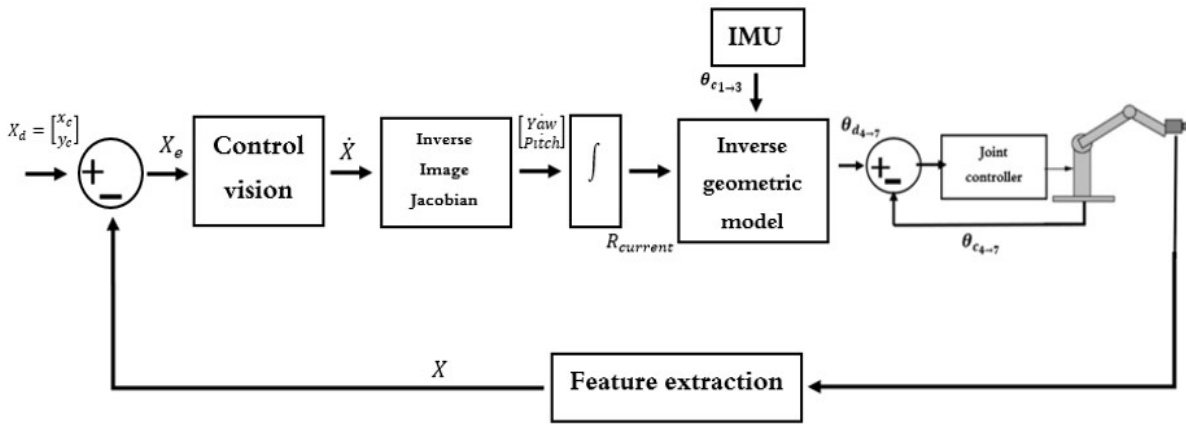
$$= \begin{pmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{pmatrix} \dots \dots \dots (2)$$

$$R_z(\psi) = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

## 3.3 حالة الملاحظة Tracking state:

الطرفية (الكف) مسألة غير خطية. يمكن إجراء قيود وتقريبات بهدف التعامل مع المسألة على أنها خطية، كالإزام المبتور بالحد من سرعة حركة مفصل كتفه التي بدورها تؤدي إلى الحد من سرعة روابط ذراع طرفه البديل فيخفف من الأثر الديناميكي، إضافة إلى تزويد الطرف البديل بمحركات ذات علب سرعة كافية للحد من أثر الجاذبية الأرضية. إن القيد السابقين يسمحان باختيار المصحح الخطي PI كمتحكم لعملية التحكم البصري لجعل مركز الغرض يبقى في مركز الصورة  $X_d$ . بما أن سرعة مركز الغرض ضمن مستوي الصورة  $\dot{X}$

في هذه الحالة يتم تفعيل حلقة التحكم الموضحة في الشكل (4) والتي يتم فيها حساب سرع الروابط الأربعة للطرف البديل اعتماداً على ثلاث معلومات؛ أولاً موضع روابط الذراع نفسها، ثانياً موقع الغرض في الصورة، ثالثاً موضع مفصل الكتف الابتدائي  $PYR_0$  واللحظي  $PYR$  الذي يتم حسابه اعتماداً على وحدتي القياس العطالية. تجري هذه العملية اعتماداً على التحكم بالاستعانة بالرؤية وحساب النموذج الهندسي العكسي.



الشكل 4 الحلقة المقترحة للتحكم بروابط الطرف الإلكتروني اعتماداً على الصورة في حالة الملاحظة

متغير بسبب تحرك الكاميرا بفعل حركة مفصل الكتف ومفاصل الطرف الإلكتروني، فإن مشتقه غير معدوم (خطأ ديناميكي) (Mueller et al,2019,415). يمكن أن نكتب:

$$X_e(t) = X_d - X, X_d = cte \Rightarrow \dot{X}_e(t) = -\dot{X} \dots \dots (4)$$

$$\dot{X}_e(t) + K_p X_e(t) + K_i \int_0^t X_e(t) dt = 0 \dots \dots (5)$$

$$\ddot{X}_e(t) + K_p \dot{X}_e(t) + K_i X_e(t) = 0 \dots \dots (6)$$

وهما نظامان من الدرجة الثانية، حيث نحصل على أسرع استجابة بدون تجاوز من أجل معامل تخامد ( $\xi = 1$ ) أي عندما يكون:

$$K_{i,k,j} = \frac{K_{p,k,j}^2}{4}, j, k \in \{1,2\} \text{ حيث } K_i, K_p \text{ مصفوفتان مربعتان قطريتان أبعادهما } 2 \times 2.$$

## 3.3.1 التحكم بالاستعانة بالرؤية:

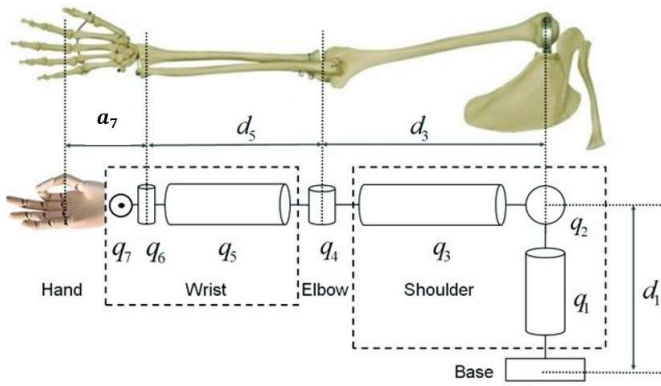
يمكن الوصول للغرض المرغوب بالتوجيه المرغوب عن طريق التحكم بروابط الطرف الإلكتروني لجعل مركز الغرض منطبقاً على مركز الصورة اعتماداً على التوجيه المبدئي المرغوب، وقدرة المبتور على تحريك مفصل كتفه بحرية تامة. تصنف الطريقة المعتمدة وهي (dynamic look and move) على أنها غير مباشرة أي لا يتم التحكم بشكل مباشر بالمفصلات اعتماداً على متحكم الرؤية (Chaumette et al,2008,5)، ويتم توليد سرع هذه الروابط بحيث يتحقق التزامن في حركتها مع حركة رابطة مفصل الكتف. إن الأثر الديناميكي الناتج عن حركة الذراع وتحريكها بواسطة مفصل الكتف وأيضاً وجود حقل الجاذبية الأرضية يجعل مسألة التحكم بتوجيه النهاية

حيث  $R_c$  تعبر عن المصفوفة التي ستغير مصفوفة التوجيه السابقة  $R_{prev}$  بحيث يسعى مركز الغرض إلى مركز الصورة مع ثباتية زاوية دوران محور الكاميرا عند الوضع الابتدائي المرغوب وفق العلاقة (10):

$$R_d = R_{prev} R_c \dots \dots \dots (10)$$

### 3.3.2 حساب النموذج الهندسي العكسي وحل مسألة الأمثلة

يبين الشكل (5) مخطط الروابط الموصفة لذراع الإنسان اليمنى حيث تعبر الأطوال  $a_7, d_5, d_3$  عن طول عظم العضد وعظام الساعد وبعد مركز الكاميرا عن مفصل الرسغ على الترتيب. بالاستعانة بجدول Denavit-Hartenberg، يمكن إيجاد النموذج الهندسي المباشر لهذه الذراع. بالمقابل، إن حساب قيم روابط الطرف الإلكتروني  $\theta_{4 \rightarrow 7}$  التي تعطي توجهاً نهائياً محدداً  $R$  مهما تغيرت قيم روابط مفصل الكتف  $\theta_{1 \rightarrow 3}$  التي يؤثر عليها المبتور بشكل مباشر يظهر لنا مسألة فائضية، إذ يمكن للنهية الطرفية التوضع في الفراغ ضمن فضاء العمل بعدد لانهاية من التشكيلات نتيجة وجود رابطة سابعة.



الشكل 5 مخطط الروابط لذراع إنسان يميني.

بالتالي، يجب الاستعادة من الفائضية في الوصول للغرض، حيث نلاحظ أن الرابطة الزاوية  $\theta_4$  (رابطة المرفق) تساهم بشكل كبير في توضع الكف في فضاء العمل، لذلك يجب التحكم بها بحيث تساهم في تقريب الكف من الغرض. بفرض أن توجه محور الكاميرا باتجاه مركز الغرض المطلوب التقاطه، نقترح إبقاء محور الساعد ومحور الكاميرا متوازيين قدر الإمكان، بمعنى آخر أن يصنع المحوران السابقان أصغر زاوية حادة ممكنة للاقتراب من الغرض (الشكل (6)).

يتم حساب شعاع التحكم بسرعة دوران الكاميرا حول محوري (pitch, yaw) اعتماداً على بعد مركز الهدف في الصورة عن مركزها، فتعطي علاقة سرعة دوران الكاميرا بدلالة سرعة مركز الغرض في الصورة وفق (7):

$$\begin{bmatrix} \dot{Y}_{aw} \\ \dot{P}itch \end{bmatrix} = L \cdot \dot{X} = P \begin{bmatrix} \dot{x}_p \\ \dot{y}_p \end{bmatrix} \dots \dots \dots (7)$$

$$L = \begin{bmatrix} \frac{FOV}{2X_I} & 0 \\ 0 & \frac{FOV}{2Y_I} \end{bmatrix}$$

حيث:

$L$ : مقلوب المصفوفة اليعقوبية للصورة والتي تربط سرعة مركز الغرض في مستوي الصورة بسرعة دوران الكاميرا وفق محورين (pitch, yaw) (في الفضاء العملي للذراع).

$FOV$ : مجال الرؤية الخاص بالكاميرا ووحدته الراديان.

$X_I$ : عدد البكسلات وفق المحور الأفقي في الصورة.

$Y_I$ : عدد البكسلات وفق المحور الشاقولي في الصورة.

باستخدام العلاقة (7) وبعد مكملة قيم الشعاع فيها نحصل

على  $\begin{bmatrix} Y_{aw} \\ Pitch \end{bmatrix}$  الذي يمكن تحويله لمصفوفة دوران وفق العلاقة (2)، ولكن نريد تثبيت زاوية دوران حول محور الكاميرا عند الموضع البدائي لها، لأنه يعبر عن التوجه المرغوب الذي حدده المبتور في حالة اختيار الغرض للإمساك به. بناءً على ذلك نكتب:

$$R_{yz} = R_{y_7}(Yaw)R_{z_7}(Pitch) \dots \dots \dots (8)$$

إن جداء مصفوفتي الدوران السابقتين ليس تبديلياً ويولد دوراناً على محور الكاميرا  $Roll$  أيضاً، فلكي يتم إلغاء هذا الدوران يجب تحليل  $R_{yz}$  من العلاقة (8) إلى ثلاث مصفوفات دوران وفق العلاقة العكسية لأولر بحسب المعادلة (3) ووفق الترتيب (مثلاً  $R_z$  ثم  $R_y$  ثم  $R_x$ ) ونكتب:

$$R_c = R_{yz} inv(R_x) \dots \dots \dots (9)$$



لحل هذه المسألة نلجأ لطريقة البرمجة التريبيعية التتابعية (SQP)، حيث تعتبر أسرع طريقة للوصول إلى دقة مقبولة (Lavezzi *et al.*, 2022). لكي يكون حساب  $\theta_4$  أسرع ما يمكن، نلجأ في كل مرة لوضع نقطة البحث البدائية قريبة جداً من نقطة الحل النهائية. يمكن الآن حساب  $\theta_{5 \rightarrow 7}$  بمجرد تحديد التوجيه المطلوب كدخل لخوارزمية حساب النموذج العكسي. بفرض لدينا مصفوفة التوجيه النهائية  $R_0^7$ :

$$R_0^7 = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x \\ n_y & o_y & a_y \\ n_z & o_z & a_z \end{bmatrix}, R_0^7 = R_0^4 \cdot R_4^7 \dots \dots \dots (15)$$

$$R_4^7 = R_4^0 \cdot R_0^7, R_4^0 = R_0^4^{-1} \dots \dots \dots (16)$$

بالمطابقة نجد:

$$E_1 = a_z c_2 s_4 - a_x c_1 s_2 s_4 + a_x c_4 s_1 s_3 - a_y s_1 s_2 s_4 - a_y c_1 c_4 s_3 + a_z c_3 c_4 s_2 + a_x c_1 c_2 c_3 c_4 + a_y c_4 c_3 c_4 s_1 \dots \dots \dots (17)$$

$$E_2 = a_x c_3 s_1 - a_y c_1 c_3 - a_z s_2 s_3 - a_y c_2 s_1 s_3 - a_x c_1 c_2 s_3 \dots \dots \dots (18)$$

$$E_3 = a_z c_2 c_4 - a_y c_4 s_1 s_2 + a_y c_1 s_3 s_4 - a_z c_3 s_2 s_4 - a_x s_1 s_3 s_4 - a_x c_1 c_4 s_2 - a_x c_1 c_2 c_3 s_4 - a_y c_2 c_3 s_1 s_4 \dots \dots \dots (19)$$

$$E_4 = n_z c_2 c_4 - n_x c_1 c_4 s_2 - n_y c_4 s_1 s_2 + n_y c_1 s_3 s_4 - n_z c_3 s_2 s_4 - n_x s_1 s_3 s_4 - n_x c_1 c_2 c_3 s_4 - n_y c_2 c_3 s_1 s_4 \dots \dots \dots (20)$$

$$E_5 = o_z c_2 c_4 - o_x c_1 c_4 s_2 - o_y c_4 s_1 s_2 + o_y c_1 s_3 s_4 - o_z c_3 s_2 s_4 - o_x s_1 s_3 s_4 - o_x c_1 c_2 c_3 s_4 - o_y c_2 c_3 s_1 s_4 \dots \dots \dots (21)$$

من العلاقة (17) و(18) و(19) و(20) و(21) نجد:

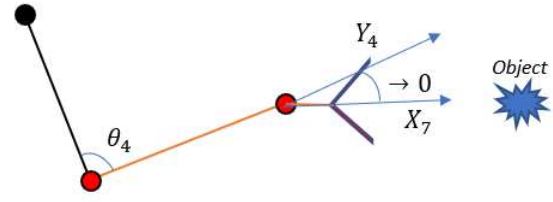
$$\theta_5 = \arctan\left(\frac{E_2}{E_1}\right), \theta_6 = \arctan\left(\frac{E_1}{-c_5 E_3}\right),$$

$$\theta_7 = \arctan\left(\frac{-E_5}{E_4}\right) \dots \dots \dots (22)$$

وفقاً لما سبق نكون قد حسبنا النموذج الهندسي العكسي، بمجرد معرفتنا للتوجيه النهائي المطلوب وقيم الزوايا  $\theta_{1 \rightarrow 3}$  التي تساوي قيم  $[\psi, \theta, \varphi]$  المحسوبة من العلاقة (3) على الترتيب.

نهايةً، يتم الانتقال من هذه الحالة إلى حالة الإمساك عند توليد إشارة

.SF



الشكل 6 تعريف مسألة الأمثلة التي تهدف إلى البحث عن قيمة صغرى للزاوية بين محور الساعد  $Y_4$  ومحور الكاميرا  $X_7$ .

يساهم حل مسألة الأمثلة هذه في حساب زاوية المرفق  $\theta_4$  التي بدورها تساهم في تقريب الكف من الغرض المرغوب. بدايةً لدينا:

$$R_0^4 = R_0^3 \cdot R_3^4, R_3^4 = \begin{bmatrix} c_4 & -s_4 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ -s_4 & -c_4 & 0 \end{bmatrix} \Rightarrow Y_4 = R_0^4(1:3,2) \dots \dots \dots (11)$$

$$X_7 = T_0^7(1:3,1) \dots \dots \dots (12)$$

نبحث عن قيم  $\theta_4 \in [-\frac{5\pi}{6}, 0]$  بحيث يكون تابع الكلفة الذي يعبر عن طولية الشعاع الناتج عن الضرب الشعاعي للشعاعين المبنيين بالعلاقة (11) و(12) أصغرياً:

$$\begin{aligned} \text{minimize } f(c_4, s_4) &= \|X_7 \wedge Y_4\|_2^2 \\ &= A \cdot c_4^2 + B \cdot s_4^2 + C \cdot c_4 s_4 \\ A, B &\in [0,1], C \in [-1,1] \end{aligned}$$

إن تابع الكلفة السابق تابع تريبيعي يمكن كتابته على الشكل:

$$\begin{aligned} \text{minimize } f(c_4, s_4) &= \frac{1}{2} [c_4 \ s_4] \begin{bmatrix} 2A & C \\ C & 2B \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_4 \\ s_4 \end{bmatrix} \\ &= \frac{1}{2} X^T U X, U = U^T \\ &\geq 0 \dots \dots \dots (13) \end{aligned}$$

حيث  $U$  مصفوفة قيمها تتعلق بمواضع روابط الذراع السبعة، أي تتعلق بشكل الذراع الحالي.

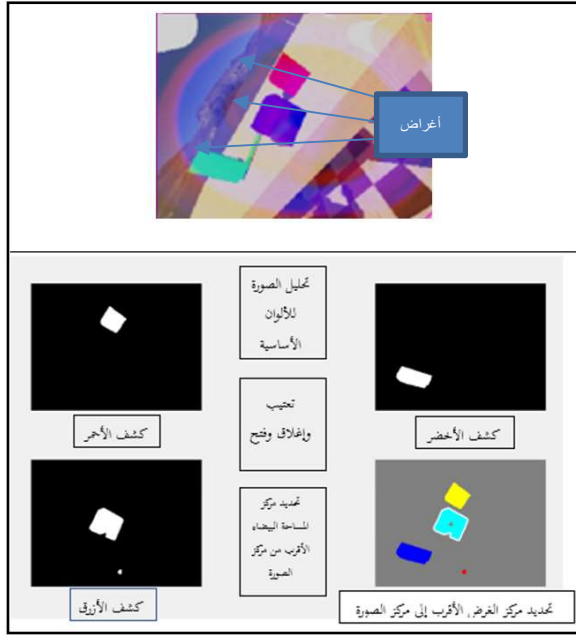
تخضع مسألة الأمثلة إلى القيود المبينة في العلاقة (14).

$$c_4^2 + s_4^2 = 1 \wedge s_4 \leq 0 \dots \dots \dots (14)$$

إن حل مسألة الأمثلة غير الخطية هذه مع قيود غير خطية يعطي دائماً حلاً وحيداً حتى عندما تكون  $U = 0$ .



الشكل 7 نموذج محاكاة لذراع يميني في بيئة Webots.



الشكل 8 تحديد الغرض المرغوب باعتباره الأقرب إلى مركز الصورة.

اخترنا التركيز على حساب الزمن اللازم لالتقاط الغرض باتجاه محدد كميّارٍ أساسي لتقييم أداء الخوارزمية المقترحة. يبين الشكل (9) التصميم النهائي للذراع، حيث تم استخدام ماسك من تصميم شركة NIRYO وتم تزويده بكاميرا. تم اختبار استجابة الذراع في ملاحقة توجه محدد ثابت لمعرفة سرعة حلقة التحكم أثناء عملية الملاحقة والتي تتضمن حساب زاوية المرفق المثلى للاقترب من الغرض باستخدام حاسب بمواصفات: (Processor: Intel® Core™ i7-4510U CPU @ 2.00GHz

### 3.4 حالة الإمساك Grasping state:

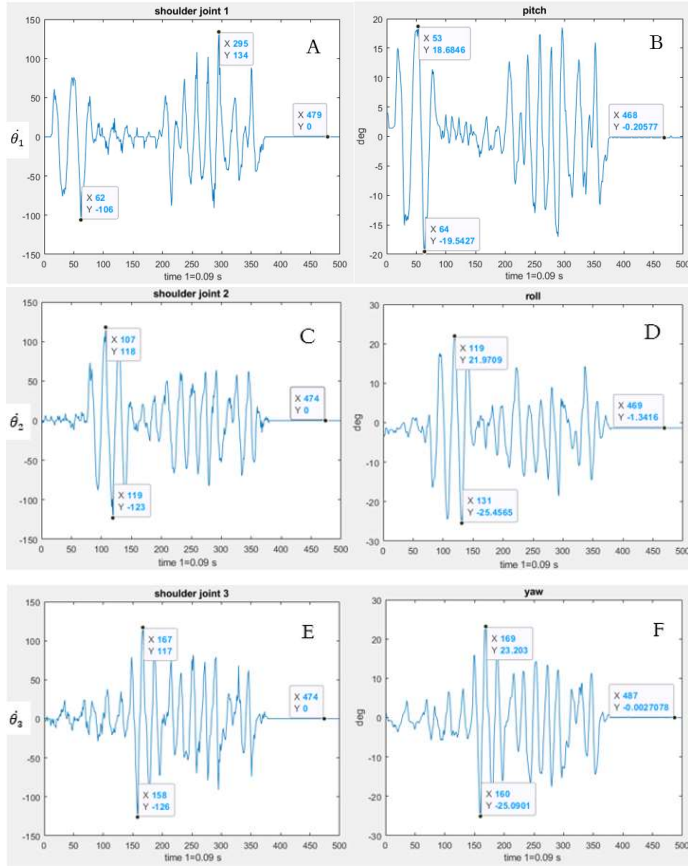
يتم في هذه الحالة تحريك الأصابع بحسب نوع الإمساك الذي تم اختياره اعتماداً على شكل الغرض. يتم إنهاء هذه المرحلة بتوليد إشارة SB للعودة إلى حالة اختيار الغرض مرة أخرى.

## 4 اختبار الخوارزمية المقترحة:

بدايةً، قمنا بتصميم وتعريف نموذج لذراع إنسان يميني مزودة بكاميرا في بيئة المحاكاة Webots لإجراء محاكاة لخطوات الخوارزمية (الشكل (7)) بعد أن تم ربط البيئة مع برنامج MatLab. تم التأكد من قدرة الأداة على الإنجذاب نحو الغرض المرغوب بالتوجه المرغوب عند تحريك مفصل الكتف. نظراً لعدم توفر حالة حقيقية للاختبار، قمنا بتصميم وتنفيذ ذراع روبوتية ذات سبع درجات حرية رابطة مزودة بكاميرا عند النهاية الطرفية واستثمارها كمنصة مخبرية لاختبار الخوارزمية المقترحة بهدف التحقق من أدائها عملياً.

لملائمة متطلبات الخوارزمية المقترحة مع المنصة المخبرية تم اعتبار النقاط التالية أثناء الاختبار:

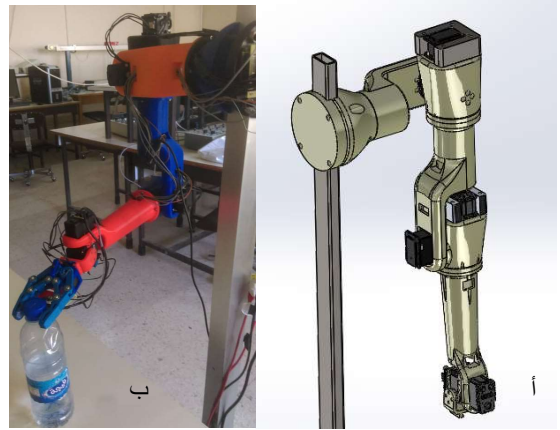
- يتم تحريك الروابط الثلاثة الأولى (مفصل الكتف) يدوياً وتحصيل قيم حساسات الزوايا الخاصة بها بدلاً من استخدام وحدتي قياس عطالية.
- تم إضافة كاميرا للكف مجال رؤيتها 45 درجة.
- يتم إرسال إشارات الانتقال بين الحالات عن طريق الحاسب، كما أن أمر الإمساك يتم أيضاً عن طريق الحاسب دون اللجوء إلى حساسات EMG لتسهيل عملية الاختبار.
- تم الاعتماد أثناء الاختبار على النقاط أعرض وحيدة اللون وتم الاستعانة بخوارزمية (CAMSHIFT) في عملية الملاحقة (Almohaimed et al,2019,7) بعد انتقاء الأغراض كما هو مبين في الشكل (8).



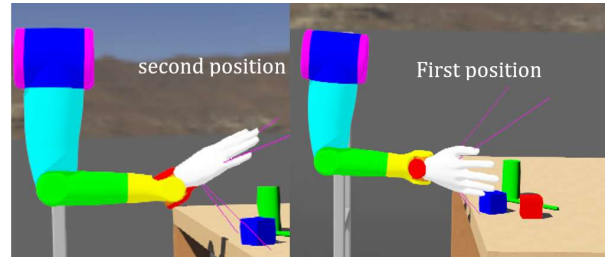
الشكل 11 خطأ ملاحقة اتجاه محدد أثناء تحريك روابط مفصل الكتف يدويًا بسرعات زاوية لا تتجاوز  $140^\circ/s$ . يقابل كل دوران في الفضاء العمليتي (pitch roll yaw) دوران في الفضاء الرباطي  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  على الترتيب (الشكل (ACF))، حيث تم إجراء الاختبار بتحريك روابط مفصل الكتف بشكل متسلسل ثم بشكل مركب لمعرفة الخطأ السكوني المبين في الأشكال BDF.

تم أيضاً إضافة حدّ تقاضليّ لمتحكم الرؤية في المنصة المنفذة عملياً ليصبح PID ومعايرة ثوابته لتحسين الاستجابة الخطوية للذراع. يبين الشكل (12) الاستجابة الخطوية للذراع في جعل مركز الغرض ينطبق على مركز الصورة وفق وضعيتين مبيّنتين في الشكل (10). كان تردد تنفيذ حلقة التحكم حوالي  $11Hz$ ، أي أنّ زمن الحساب يساوي تقريباً  $90ms$ ، والذي يمكن تحليله إلى؛ زمن التراسل مع الذراع (إرسال أمر واستقبال قيم مواضع المحركات) الذي يقدر بـ  $35ms$ ، بالإضافة لزمن حلّ مسألة الأمثلة وحساب النموذج الهندسي العكسي الذي يقدر بـ  $55ms$ .

2.6GHz, Installed RAM: 8.00GB(7.89GB usable), System type: 64bit Operating system, x64-based processor)



الشكل 9 أ. التصميم النهائي للذراع المخبرية ذات سبع درجات حرية رابطة ب. الذراع الزويوتية المخبرية المنفذة.



الشكل 10 وضعيتنا اختبار الاستجابة الخطوية لمتحكم الرؤية.

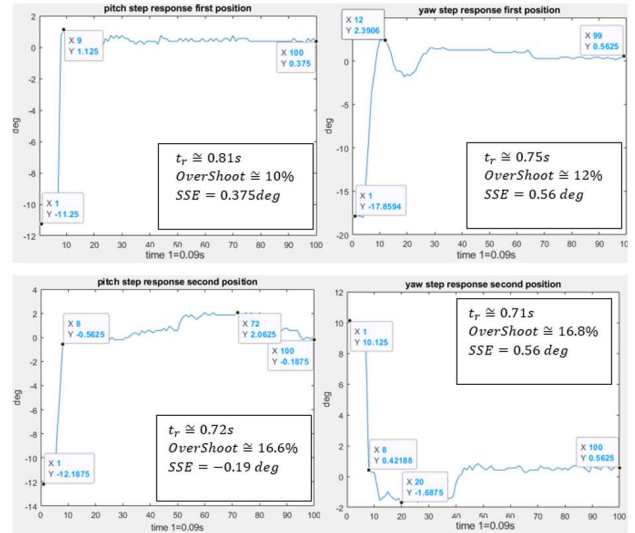
قمنا بمعايرة سرعة روابط الكتف بهدف الحفاظ على الغرض ضمن مجال رؤية الكاميرا لضمان عملية الملاحقة. إذا حرك المبتور مفصل الكتف بسرعة لا تتجاوز  $45^\circ/s$  فإنه لن يتجاوز خطأ ملاحقة التوجيه أكثر من  $9^\circ$  بحسب نتائج الشكل (11)، وبدوره لن يتجاوز الزمن اللازم لإعادة مركز الغرض المختار إلى مركز الصورة  $0.85$  ثانية بحسب نتائج الشكل (11)، وعندها نحصل على ملاحقة ناجحة ولن يخرج الغرض خارج مجال رؤية الكاميرا.

الالكتروني البديل فوق المرفق والاستراتيجية التي تعتمد على الخوارزمية المقترحة.

الزمن المستغرق للوصل (s)	أدوات التجربة	توصيف التجربة	التجربة
3		التقاط القطعة الحمراء الوحيدة من الأمام القطعة موضوعة على الطاولة وتبعد مسافة 35 سم عن مسك الذراع في وضعية الراحة.	1
4		التقاط القطعة الحمراء فوق قطعة رمادية من الجانب الأيمن القطعة موضوعة على الطاولة على ارتفاع 12 سم وتبعد مسافة 35 سم عن مسك الذراع في وضعية الراحة.	2
4		التقاط القطعة الحمراء المتوضعة خلف القطعة الزرقاء على الطاولة وتبعد القطعة الحمراء مسافة 34 سم عن مسك الذراع في وضعية الراحة.	3
4		التقاط القطعة الحمراء من قاعدتها وهي متوضعة فوق القطعة الزرقاء على الطاولة وعلى بعد 36 سم من المسك في وضعية الراحة.	4

الجدول (1) توصيف مهام الالتقاط المتتوعة وزمن إنجازها باستخدام الخوارزمية المقترحة مع الذراع المخبرية

بناءً عليه، يمكن القول بأن الخوارزمية المقترحة مناسبة للتحكم بالأطراف الصناعية المتطورة والتي تزداد تطوراً في عدد درجات الحرية التي تقابل درجات حرية طرف الإنسان والمزودة بكفٍ تستطيع الالتقاط بعدة أنماطٍ تساهم في جعل المبتور يشعر بالارتياح خاصة وأن الذراع البديلة تتحرك بشكلٍ متزامنٍ مع حركة مفصل الكتف وهو ما يشعر المبتور ومن حوله بسلوكه سلوكاً طبيعياً.



الشكل 12 الاستجابة الخطوية لمتحكم الرؤية PID بعد معايرته

تم تدريب شخصين لإجراء التجربة، مهمة الأول تحريك الذراع وفق التسلسل (اختيار الغرض المراد التقاطه بالتوجيه المرغوب - ملاحظة الغرض والتقدم نحوه - التقاط الغرض)، ومهمة الثاني الانتقال من حالة اختيار الغرض إلى حالة الملاحقة ثم إلى حالة التقاط الغرض باستخدام الواجهة بناءً على أوامر صوتية من الأول. يبدأ المؤقت الزمني بالعمل عند بدء عملية اختيار الغرض ويتوقف عند الوصول الناجح إلى الغرض المطلوب (دون التقاطه). يبين الجدول (1) توصيف التجارب ونتائجها.

## 5 مناقشة النتائج وتقييم الخوارزمية

تم التركيز خلال الاختبارات على التقاط الأغراض الملونة بالألوان الأساسية (أحمر - أخضر - أزرق)، مع وضع هذه الأغراض ضمن حيز الالتقاط السهل والمريح، بحيث لا يضطر إلى تحريك قاعدة الذراع للمساعدة في الوصول، كشكلٍ من أشكال التحدي. أبدت الخوارزمية سلوكاً طبيعياً أثناء محاولة الوصول إلى الغرض في بيئة المخبر، وقد تبين أن الزمن اللازم للوصول للغرض بالتوجه المرغوب لم يتجاوز 4 ثوانٍ. بناءً على النتيجة النهائية يمكن تنظيم الجدول (2) للمقارنة بين الاستراتيجيات المتبعة في التحكم بالطرف

- عملية الوصول مما يشعر المبتور بكفاءة عالية وإحساس طبيعي.
- استخدام طريقة التعرف على الأنماط في تحديد الحالة المرغوبة
- يسهل على المبتور استخدام الخوارزمية المقترحة والتدريب عليها.

#### بالمقابل:

- إن استخدام خوارزميات الذكاء الصناعي في تحديد نوع الإمساك والملاحقة يحتاج لحاسب بمواصفات متقدمة وهو ما يصعب تنفيذ الخوارزمية المقترحة خارج المخبر حالياً.
- إن استخدام كاميرا في عملية الملاحقة اعتماداً على خوارزمية الذكاء الصناعي يحد من فعالية استخدام الخوارزمية في ظروف إضاءة سيئة. لحل هذه المشكلة يمكن إلغاء عملية الملاحقة وحساب بُعد الغرض عن النهاية الطرفية عن طريق حساس مسافة ليزريّ يجاور الكاميرا، عندها يمكن الوصول إلى الغرض بسرعة أكبر وأداءً صلباً، وتبقى الكاميرا فقط لتحديد نوع الإمساك المناسب للغرض.

## 6 الخاتمة

إن التحكم بالطرف الإلكتروني البديل لحالات Transhumeral لتحقيق مهمة الوصول إلى الغرض من المسائل البحثية النشطة لأهميتها الكبيرة في تحسين حياة العديد من الأشخاص المبتورين. تعتمد طرق التحكم التقليدية على الإشارات العضلية فقط وقد أصبحت لا تواكب التطور التكنولوجي الذي تشهده الأطراف الإلكترونية من ناحية تعدد درجات الحرية، لذلك كان لا بد من توظيف مفاهيم رباتية في هذا المجال كالذكاء الصناعي والرؤية الحاسوبية، ليظهر ما يسمى التحكم شبه الذاتي الذي بُنيت الخوارزمية المقترحة عليه. تمكّن الخوارزمية المقترحة المبتور من الوصول إلى الغرض بالتوجه المرغوب بسلوك طبيعيّ بزمن يتراوح بين 3 إلى 4 ثوانٍ، وذلك بمجرد الانتقال ضمن ثلاث حالاتٍ أساسية وهي حالة اختيار الغرض من بين مجموعة الأغراض المبعثرة حوله والتوجيه المناسب ثم حالة ملاحقة هذا الغرض ثم حالة إمساكه، ويمكنه عند الانتهاء العودة إلى وضعية الراحة. إن الميزات التي تتمتع بها الخوارزمية لا تتوفر في جميع الخوارزميات

الاستراتيجية المثبتة	Switching control	Pattern recognition control	الاستراتيجية المقترحة
الحساسات المستخدمة	حساسا على EMG الأقل	حساسات EMG 8 وسطياً	حساسا EMG على الأقل وكاميرا ووحدة قياس عطالية
عدد درجات حرية الطرف الممكنة	3 درجات حرية على الأكثر	4 درجات حرية على الأكثر	12 درجة حرية
الفترة اللازمة للتدريب	طويلة	قصيرة نسبياً	متوسطة
سلوك المبتور	غير طبيعيّ ومرهق	غير طبيعيّ وأقل إرهاقاً	طبيعيّ بالتزامن
الزمن اللازم للوصول عند نفس الشروط	طويل	قصير نسبياً	قصير نسبياً
إمكانية اختيار الاتجاه المرغوب للاتقاط	لا يوجد	لا يوجد	يوجد

الجدول (2) مقارنة بين الاستراتيجيات المثبتة عالمياً والاستراتيجية المقترحة

لتقييم الخوارزمية المقترحة نذكر أهم مميزاتنا:

- مناسبة للتحكم بالأطراف الصناعية المتطورة والتي تزداد تطوراً في عدد درجات الحرية التي تقابل درجات حرية طرف الإنسان والمزودة بكفّ تستطيع الالتقاط بعدة أنماطٍ تساهم في جعل المبتور يشعر بالارتياح.
- تتحرك الطرف البديلة بشكل متزامن مع حركة مفصل الكتف وهو ما يشعر المبتور ومن حوله بسلوكه سلوكاً طبيعياً.
- الزمن اللازم للوصول وتحديد نوع الإمساك واتجاهه المرغوب قصير نسبياً، حيث أنّ الذراع تختار مباشرة نوع الإمساك اعتماداً على الذكاء الصناعي، ويتم ذلك أثناء

المرفق بهدف جذب الكفّ نحو الغرض المرغوب وذلك بحلّ مسألة أمثلةً ضمن حلقة التّحكّم لجعل الزاوية بين محور الكاميرا ومحور السّاعد أصغرّيّة، عندها يمكن للمبتور قيادة الذراع وجعلها تتاور بسهولةً بمجرد التحريك الإرادي لمفصل الكتف تجاه الغرض.

المستخدمة وهي لا تحتاج لفترة تدريب كبيرة نسبياً. لقد تحقّقنا من أداء الخوارزمية عملياً باستخدام ذراع مخبرية ذات 7 درجات حرية رابطة، وقد قمنا باعتماد بعض التبسيطات للتركيز على المساهمة البحثية في هذا المجال وهي تحقيق التّزامن بين حركة مفصل كتف المبتور ومفاصل الذراع بحيث يصبح سلوك المبتور طبيعياً، بالإضافة إلى التّحكّم بمفصل

## References

1. Wang, L. and Yu, L. eds., 2019. **Computer Architecture in Industrial, Biomechanical and Biomedical Engineering**. BoD-Books on Demand.
2. Li, G., 2011. **Electromyography pattern-recognition-based control of powered multifunctional upper-limb prostheses**. Advances in applied electromyography, 6, pp.99-116.
3. Parker, P., Englehart, K. and Hudgins, B., 2006. **Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses**. Journal of electromyography and kinesiology, 16(6), pp.541-548.
4. Roche, A.D., Rehbaum, H., Farina, D. and Aszmann, O.C., 2014. **Prosthetic myoelectric control strategies: a clinical perspective**. Current Surgery Reports, 2, pp.1-11.
5. Heerschoop, A., van der Sluis, C. K., Otten, E., & Bongers, R. M. (2020). **Looking beyond proportional control: The relevance of mode switching in learning to operate multi-articulating myoelectric upper-limb prostheses**. Biomedical Signal Processing and Control, 55, 101647.
6. Hudgins, B., Parker, P. and Scott, R.N., 1993. **A new strategy for multifunction myoelectric control**. IEEE transactions on biomedical engineering, 40(1), pp.82-94.
7. Paciga, J.E., Richard, P.D. and Scott, R.N., 1980. **Error rate in five-state myoelectric control systems**. Medical and Biological Engineering and Computing, 18, pp.287-290.
8. Zhang, Z., Yang, K., Qian, J. and Zhang, L., 2019. **Real-time surface EMG pattern recognition for hand gestures based on an artificial neural network**. Sensors, 19(14), p.3170.
9. Spieker, V., Ganguly, A., Haddadin, S. and Piazza, C., 2021. **An Adaptive Multi-Modal Control Strategy to Attenuate the Limb Position Effect in Myoelectric Pattern Recognition**. Sensors, 21(21), p.7404.
10. Salminger, S., Sturma, A., Roche, A.D., Mayer, J.A., Gstoettner, C. and Aszmann, O.C., 2019. **Outcomes, challenges, and pitfalls after targeted muscle reinnervation in high-level amputees: is it worth the effort?**. Plastic and reconstructive surgery, 144(6), pp.1037e-1043e.
11. Vanegas, M. and Stirling, L., 2015, June. **Characterization of inertial measurement unit placement on the human body upon repeated donning**. In 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) (pp. 1-6). IEEE.
12. Ancans, A., Greitans, M., Cacurs, R., Banga, B. and Rozentals, A., 2021. **Wearable sensor clothing for body movement measurement during physical activities in healthcare**. Sensors, 21(6), p.2068.
13. Van de Kleut, M.L., Bloomfield, R.A., Teeter, M.G. and Athwal, G.S., 2021. **Monitoring daily shoulder activity before and after reverse total shoulder arthroplasty using inertial measurement units**. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 30(5), pp.1078-1087.
14. Bravi, R., Caputo, S., Jayousi, S., Martinelli, A., Biotti, L., Nannini, I., Cohen, E.J., Quarta, E., Grasso, S., Lucchesi, G. and Righi, G., 2021. **An Inertial Measurement Unit-Based Wireless System for Shoulder Motion Assessment in Patients with Cervical Spinal Cord Injury: A Validation Pilot Study in a Clinical Setting**. Sensors, 21(4), p.1057.
15. Resnik, L., Klinger, S.L. and Etter, K., 2014. **The DEKA Arm: Its features, functionality, and evolution during the Veterans Affairs Study to optimize the DEKA Arm**. Prosthetics and orthotics international, 38(6), pp.492-504.

16. Merad, M., de Montalivet, E., Legrand, M., Mastinu, E., Ortiz-Catalan, M., Touillet, A., Martinet, N., Paysant, J., Roby-Brami, A. and Jarrasse, N., 2020. **Assessment of an automatic prosthetic elbow control strategy using residual limb motion for transhumeral amputated individuals with socket or osseointegrated prostheses.** IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2(1), pp.38-49.
17. DeGol, J., Akhtar, A., Manja, B. and Bretl, T., 2016, August. **Automatic grasp selection using a camera in a hand prosthesis.** In 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 431-434). IEEE.
18. Ghazaei, G., Alameer, A., Degenaar, P., Morgan, G. and Nazarpour, K., 2017. **Deep learning-based artificial vision for grasp classification in myoelectric hands.** Journal of neural engineering, 14(3), p.036025.
19. Wang, K., Yang, S., Kumar, D. and Thakor, N., 2020, August. **Hybrid frame-event solution for vision-based grasp and pose detection of objects.** In 2020 IEEE 16th International Conference on Automation Science and Engineering (CASE) (pp. 1383-1388). IEEE.
20. Martin, H., Donaw, J., Kelly, R., Jung, Y. and Kim, J.H., 2014, December. **A novel approach of prosthetic arm control using computer vision, biosignals, and motion capture.** In 2014 IEEE Symposium on Computational Intelligence in Robotic Rehabilitation and Assistive Technologies (CIR2AT) (pp. 26-30). IEEE.
21. Markovic, M., Dosen, S., Popovic, D., Graimann, B. and Farina, D., 2015. **Sensor fusion and computer vision for context-aware control of a multi degree-of-freedom prosthesis.** Journal of neural engineering, 12(6), p.066022.
22. Gardner, M., Mancero Castillo, C.S., Wilson, S., Farina, D., Burdet, E., Khoo, B.C., Atashzar, S.F. and Vaidyanathan, R., 2020. **A multimodal intention detection sensor suite for shared autonomy of upper-limb robotic prostheses.** Sensors, 20(21), p.6097.
23. Mouchoux, J., Bravo-Cabrera, M.A., Dosen, S., Schilling, A.F. and Markovic, M., 2021. **Impact of shared control modalities on performance and usability of semi-autonomous prostheses.** Frontiers in Neurorobotics, 15, p.172.
24. Starke, J., Weiner, P., Crell, M. and Asfour, T., 2022. **Semi-autonomous control of prosthetic hands based on multimodal sensing, human grasp demonstration and user intention.** Robotics and Autonomous Systems, 154, p.104123.
25. Srivastava, S., Divekar, A.V., Anilkumar, C., Naik, I., Kulkarni, V. and Pattabiraman, V., 2021. **Comparative analysis of deep learning image detection algorithms.** Journal of Big Data, 8(1), pp.1-27
26. Pavic, R., Margetic, P., Bensic, M. and Brnadac, R.L., 2013. **Diagnostic value of US, MR and MR arthrography in shoulder instability.** Injury, 44, pp.S26-S32.
27. Chaumette, F. and Hutchinson, S., 2008. **Visual servoing and visual tracking.**
28. Lavezzi, G., Guye, K. and Ciarcià, M., 2022. **Nonlinear programming solvers for unconstrained and constrained optimization problems: a benchmark analysis.** arXiv preprint arXiv:2204.05297.
29. Mueller, A., 2019. **Modern robotics: Mechanics, planning, and control** [bookshelf]. IEEE Control Systems Magazine, 39(6), pp.100-102.
30. Almohaimed, N. and Prince, M., 2019. **A Comparative Study of different Object Tracking Methods in a Video.** International Journal of Computer Applications, 975, p.8887