

ROBOTS HUMANOIDES I TECNOLOGIA PER ASSISTIR LA MARXA HUMANA

Josep Maria Font-Llagunes

Departament d'Enginyeria Mecànica. Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona. Universitat Politècnica de Catalunya

Introducció

L'anàlisi i la comprensió dels principis físics de la marxa humana són fonamentals per a moltes aplicacions, entre les quals destaquen el desenvolupament de robots humanoides i el de dispositius d'assistència i rehabilitació per a persones amb dificultats motrius. En l'àmbit de la robòtica humanoide, s'utilitza la marxa humana com a punt de partida per definir i controlar el moviment dels robots bípedes. En canvi, en l'àmbit de l'enginyeria de rehabilitació, es parteix de l'anàlisi dinàmica de la marxa de persones amb dificultats motrius (per identificar el seu problema neuromotor) i, a partir d'aquest resultat, es dissenyen dispositius mecànics que assisteixen el moviment d'aquestes persones per fer-lo el més semblant possible al de les persones sanes.

La recerca i desenvolupament de robots humanoides va néixer fa aproximadament quaranta anys al Japó. Tot i els anys de treball dedicats a aquest camp, avui en dia l'anatomia humana és encara —de lluny— molt més versàtil, estable i autònoma que aquestes màquines i, per tant, continua essent la referència a l'hora de desenvolupar aquest tipus de robots. A llarg termini, la principal aplicació que se'n preveu és la de realitzar tasques quotidianes i domèstiques per ajudar les persones, sobretot la gent gran. Aquesta tasca es pronostica com a important en el futur, per l'envel·liment de la població i l'allargament de l'esperança de vida al món occidental. Avui en dia, però, existeixen ja alguns robots humanoides construïts amb l'única finalitat d'entretenir, com per exemple el Sony QRIO o el WowWee Robosapien.

El camp de l'enginyeria de rehabilitació ha tingut una gran evolució en els últims anys gràcies als avenços en l'anàlisi biomecànica de la marxa humana i en la robòtica. Les primeres patents d'ortosis per assistir la marxa de pacients amb discapacitat motriu daten de principi dels anys quaranta. Aquestes eren totalment mecàniques i rígides. Els coneixements actuals permeten el disseny de dispositius d'assistència (com pròtesis, ortosis passives o actives i exosquelets) que incorporen una quantitat d'elements mecànics i electrònics per optimitzar la marxa del pacient. Tot i el

gran terreny recorregut, encara queda molt per fer en aquest camp, la rehabilitació, en el qual el gran repte segueix essent desenvolupar estratègies de control que interactuin de manera coordinada i eficient (des d'un punt de vista energètic) amb el sistema neuromuscular del cos humà.

En aquest article es fa una anàlisi de l'estat de la qüestió en aquests sectors tecnològics: la robòtica humanoide i l'enginyeria de rehabilitació. S'hi enumeren també els objectius científics que afronten avui en dia els investigadors, així com els reptes tecnològics i científics que queden per abordar en els propers anys.

Robòtica humanoide

La robòtica humanoide neix a principi dels anys setanta quan la Universitat de Waseda (el Japó) desenvolupa el primer robot bípede, WABOT-1 (1973),¹ el qual ja era capaç de caminar. Des d'aleshores, un gran nombre de companyies i de grups de recerca s'han dedicat a aquest sector. L'estat de l'art actual de la robòtica humanoide engloba gran quantitat de models que es classifiquen en dos grans grups, depenent de l'estratègia que s'utilitzi per al control de la marxa.

El primer grup engloba robots basats en un criteri d'estabilitat local, que s'assoleix controlant la posició del punt on el moment resultant horitzontal de les forces de contacte del robot amb el terra és zero (en anglès, *zero moment point*, ZMP) (Vukobratovic, Frank i Juricic, 1970; Vukobratovic i Borovac, 2004; Kuo, 2007). Aquests robots són normalment antropomòrfics i versàtils. A més de caminar, poden realitzar una gran quantitat de tasques i moviments. Aquest és l'enfocament més clàssic dins la robòtica humanoide i té els seus orígens en el control convencional dels manipuladors industrials.

El segon grup, en canvi, engloba robots basats en un criteri d'estabilitat orbital al llarg d'un cycle límit que es va repetint periòdicament. D'aquí que en anglès s'anomenin *limit cycle walkers* (Hobbelen, 2008), o

1. <<http://www.humanoid.waseda.ac.jp/history.html>>.

també *dynamic walkers*. Aquest enfocament és posterior i deriva del concepte *passive dynamic walking* introduït a final dels anys vuitanta (McGeer, 1990). Aquests robots estan dissenyats per imitar el moviment de marxa de les persones i la seva recerca ha permès entendre molts principis físics de la marxa humana (Kuo, 2001; Kuo, Donelan i Ruina, 2005; Donelan, Kram i Kuo, 2002).

Robots basats en el control del ZMP

La tècnica de control basada en el ZMP imposa que aquest punt es trobi sobre l'àrea de suport del peu en contacte amb el terra. Quan aquesta condició es compleix, el peu es troba en situació estàtica i es té una total controlabilitat del moviment del robot. El moviment s'imposa mitjançant lleis temporals explícites per als angles relatius de les articulacions (control de posició). Mitjançant aquesta tècnica, es garanteix l'estabilitat local del robot durant tot el cicle de la marxa. Aquests robots són flexibles i versàtils, ja que poden realitzar, a més del moviment de marxa, altres tasques com pujar escales, restar drets, ballar o, fins i tot, xutar una pilota. En són exemples el robot Honda ASIMO (Hirai *et al.*, 1998), o bé el Sony QRIO (Ishida, 2004), que es mostren en les figures 1a i 1b, respectivament. El primer és un robot dissenyat amb la perspectiva que d'aquí a uns anys pugui ser utilitzat per assistir les persones, mentre que el segon ha estat concebut per a l'entreteniment.

Malgrat els avantatges comentats, aquests robots tenen una sèrie de limitacions. En primer lloc, la controlabilitat del ZMP exigeix evitar singularitats cinemàtiques del robot, com per exemple l'extensió total del genoll, i dissenyar els peus amb una superfície de contacte plana i àmplia (per tenir prou espai on es pugui situar el ZMP). Aquests inconvenients fan que la marxa que duen a terme aquests robots s'allunyi del patró de la marxa humana, en la qual el nostre cervell no porta a terme aquesta estratègia de control tan exhaustiva. Una conseqüència d'utilitzar aquesta estratègia és que el consum energètic d'aquests robots és molt elevat, cosa que fa que la seva autonomia sigui baixa: les bateries acostumen a durar aproximadament una hora. Com a mesura objectiva del consum energètic d'un robot s'utilitza l'anomenat *cost energètic específic* (CEE), que es defineix com:

$$CEE = \frac{\text{Energia utilitzada}}{\text{Pes} \times \text{distància recorreguda}}$$

D'aquesta manera, la quantitat obtinguda en el SI (sistema internacional) és adimensional ($J \cdot N^{-1} \cdot m^{-1}$), fet que permet comparar amb objectivitat diferents tipus de locomoció bípeda. Per mitjà d'aquest paràmetre, s'observa com el CEE del robot Honda ASIMO per al seu moviment de marxa ($CEE = 3,2$) (Collins *et al.*, 2005) és deu vegades superior al de la marxa humana, avaluat a partir del consum d'oxigen ($CEE = 0,3$) (Donelan, Kram i Kuo, 2002). L'energia utilitzada per caminar prové de diferents fonts en els dos casos anteriors: energia elèctrica subministrada per les bateries als motors i energia metabòlica generada per l'organisme a partir de l'oxigen que es transmet al sistema muscular. Tot i això, la mesura del CEE s'ha acceptat àmpliament per comparar l'eficiència energètica de sistemes mòbils de diferent naturalesa (Collins *et al.*, 2005; Kuo, 2007).

Una de les raons de l'elevat cost energètic dels robots humanoides descrits fins ara és el fet de caminar perma-



a)



b)

FIGURA 1. Exemples de robots controlats amb el criteri d'estabilitat local basat en la posició del ZMP: Honda ASIMO (a) i Sony QRIO (b).

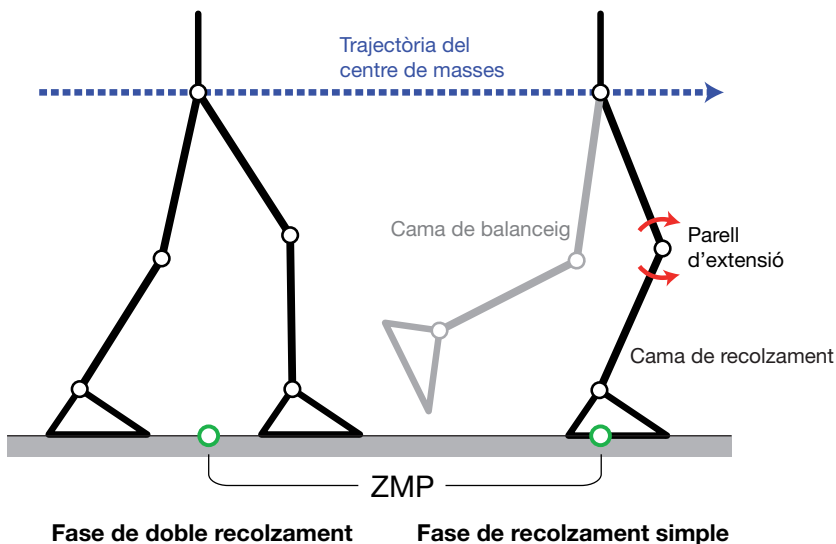


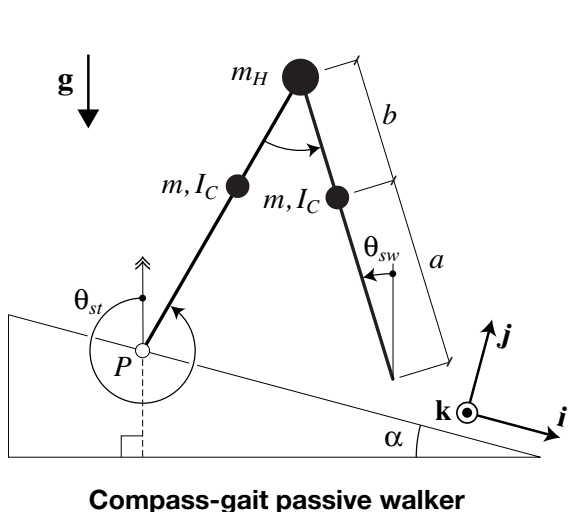
FIGURA 2. Fases del moviment de marxa en els robots amb control basat en el ZMP.

mentament amb les cames flexionades, per evitar singularitats cinemàtiques i, en conseqüència, la pèrdua de controlabilitat del moviment. En la figura 2 es mostra un esquema de les fases del moviment d'aquest tipus de robots: fase de doble recolzament i fase de recolzament simple. Com es veu en la figura, en la primera fase, el ZMP es troba situat entre els dos peus en contacte amb el terra. En la segona, el control imposa que aquest punt estigui situat sobre la superfície de contacte del peu. La trajectòria del centre de masses, situat aproximadament a l'altura dels malucs, es defineix normalment en un pla horitzontal.

La gran controlabilitat i versatilitat que ofereix el control per ZMP té com a contrapartida, com ja s'ha dit, la manca d'eficiència energètica. La flexió de la cama de recolzament (necessària per garantir que la trajectòria del centre de masses sigui horitzontal i per evitar singularitats cinemàtiques) requereix un parell d'extensió important en

l'articulació del genoll per suportar el pes del robot, amb el consegüent cost energètic que això comporta. De fet, si nosaltres mateixos provem de caminar flexionats (imitant el moviment d'un robot basat en el control ZMP), veurem que ens cansem de manera més ràpida, ja que hi ha més músculs que s'han d'activar i, per tant, el cost metabòlic augmenta.

Una altra causa de l'elevat cost energètic està relacionada amb el fet que tot moviment articular està permanentment controlat mitjançant un actuador que imposa un moviment predefinit. Per tant, hi ha un consum energètic continu tant si l'actuador aporta energia al sistema (funció motora) com si en treu (funció de fre). Cal dir que part de l'energia mecànica que s'extreu del sistema mecànic quan es frena el moviment articular pot recuperar-se, però en situacions pràctiques l'eficiència d'aquesta regeneració no supera el 30% (Kuo, 2007).



Compass-gait passive walker

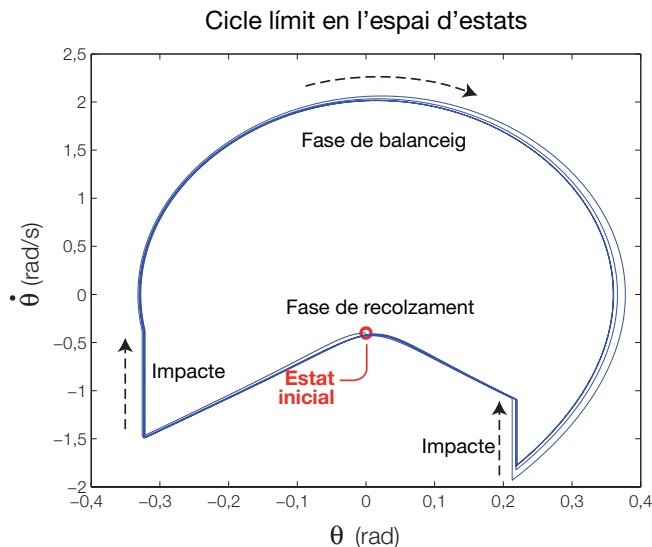


FIGURA 3. Sistema passiu (compass-gait passive walker) i cicle límit obtingut.

Limit cycle walkers

El segon grup de robots es basa en un concepte d'estabilitat orbital al llarg d'un cicle límit. Aquests robots tenen com a punt de partida el concepte *passive dynamic walking* (McGeer, 1990), a través del qual es va demostrar com un simple mecanisme format per dues barres articulades pot baixar per un pendent sense cap actuació ni control extern amb un moviment cíclicament estable —sorprenentment— molt semblant al de la marxa humana. En la figura 3 es mostra un model de sistema passiu estudiat a Font-Llagunes (2008) i el cicle límit obtingut per un pendent $\alpha = 3^\circ$ representat a l'espai d'estats $(\theta, \dot{\theta})$, on θ és l'angle d'una de les cames.

En el gràfic de la dreta de la figura 3 s'observa la simulació dinàmica de l'evolució del model, a partir de l'estat inicial indicat pel cercle vermell, en l'espai d'estats del sistema. S'hi observa com després de dos cicles (dos passos del sistema bípede) el sistema evoluciona de manera cíclicament i orbitalment estable. A la trajectòria de l'espai d'estats que es va repetint indefinidament de manera periòdica se l'anomena *cicle límit*. Les dues rectes verticals del cicle límit corresponen als impactes del taló (*heel-strike*), en els quals es produeix un canvi sobtat de la velocitat del sistema per a una configuració constant. En aquest moviment, el canvi d'energia potencial gravitatòria associat al moviment de baixada i la pèrdua energètica per l'impacte del taló (xoc inelàstic) es compensen en un cicle. Per tal d'assolir un moviment periòdic estable, cal donar al mecanisme unes condicions inicials adequades. Si aquestes són lluny del cicle límit, el sistema evolucionarà d'una manera diferent i no estabilitzarà el seu moviment.

En la figura 4a es mostra un d'aquests mecanismes simples capaços de «caminar» pendent avall. Al llarg de la dècada dels noranta es van desenvolupar altres mecanismes totalment passius més complexos, com el que es mostra en la figura 4b, que té moviment tridimensional i

que inclou l'articulació del genoll i dels braços (Collins, Wisse i Ruina, 2001).

Aquests mecanismes passius capaços d'imitar la marxa humana, amb la limitació de fer-ho només sobre petits pendents per raons energètiques, van inspirar diversos investigadors per idear i construir robots bípedes àmpliament passius, però que incorporen una mínima actuació per permetre la marxa sobre un terra horitzontal (Collins *et al.*, 2005). Aquests són els anomenats *limit cycle walkers* o solament *dynamic walkers*. La filosofia de la seva actuació, no obstant això, és diferent de la dels robots versàtils comentats anteriorment (basats en el control del ZMP). En el cas dels *limit cycle walkers*, l'actuació és mínima i, des d'un punt de vista mecànic, la seva funció no és tant imposar un moviment predefinit, sinó transferir al sistema prou energia mecànica per fer front a les pèrdues (associades a fricció, col·lisions, etc.), de manera que es pugui assolir una marxa *cíclicament* estable. En aquest cas, l'estabilitat del moviment no s'estudia mitjançant criteris d'estabilitat local, sinó mitjançant criteris associats a eines de la dinàmica caòtica, com són la secció de Poincaré, el cicle límit i els multiplicadors de Floquet, que són els indicadors de la propagació de les petites pertorbacions al llarg del cicle límit (Hobbelen, 2008).

Alguns exemples de robots desenvolupats sota aquesta premissa són el robot Flame (Hobbelen, 2008), el Cornell Biped (Collins *et al.*, 2005) i el MIT Learning Biped (Tadrake, Zhang i Seung, 2004). Aquests robots apareixen en el mateix ordre en les figures 5a, 5b i 5c. S'ha demostrat que el CEE d'aquests robots és un ordre de magnitud inferior al dels robots basats en el ZMP. Per exemple, el Cornell Biped té un CEE de 0,2 (Collins *et al.*, 2005); per tant, el seu CEE és del mateix ordre de magnitud que el de la marxa humana (CEE = 0,3).

La semblança entre el cost energètic d'aquests robots i el de la marxa humana no sorprèn si tenim en compte que les persones, quan caminem, ens regim per un criteri



a)



b)

FIGURA 4. Mecanismes capaços de caminar pendent avall sense cap actuació ni control (*passive dynamic walking*): moviment bidimensional (a) i moviment tridimensional (b).

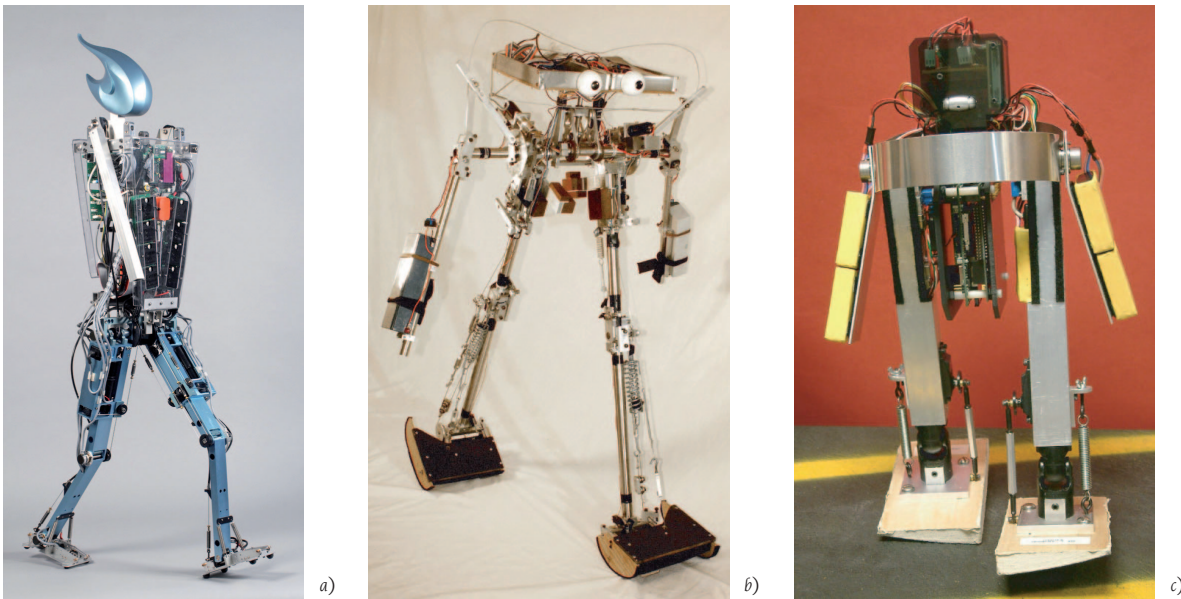


FIGURA 5. Robots bípedes basats en el *limit cycle walking*: a) Flame (Hobbelen, 2008), b) Cornell Biped (Collins *et al.*, 2005) i c) MIT Learning Biped (Tedrake, Zhang i Seung, 2004).

d'optimització energètica, és a dir, ens movem de manera que el cost energètic sigui mínim per evitar la fatiga. Això fa que en el moviment de marxa aprofitem molts moviments del cos que es produeixen de manera natural (per la mateixa dinàmica del moviment) sense la necessitat d'actuació muscular. Aquest fet també és present en el moviment dels robots representats en la figura 5, que, lluny d'imposar un control de posició en cada articulació, tenen alguns graus de llibertat totalment passius. Aquests robots també incorporen elements elàstics que permeten emmagatzemar i alliberar energia mecànica en diferents fases del cicle de marxa, conduint així a un consum energètic menor. En el nostre cos, el paper d'aquests elements elàstics el fan els tendons, que uneixen el teixit muscular amb l'esquelet.

En la figura 6 es mostren esquemàticament les fases del cicle de marxa dels robots basats en el *limit cycle walking*:

l'impacte del taló (modelitzat com a instantani) i la fase de recolzament. En la fase de recolzament, el genoll de la cama que està en contacte amb el terra està bloquejat per un topall mecànic passiu, el que fa que aquesta cama faci un moviment de pèndol invertit i que el centre de masses del cos (situat aproximadament a l'altura del maluc) realitzi una trajectòria circular. Aquest moviment circular del centre de masses pot realitzar-se, negligint les pèrdues per resistències passives, pràcticament sense cap aportació d'energia mecànica. D'altra banda, la cama que oscil·la també duu a terme un moviment pendular al voltant de l'articulació del maluc amb la finalitat de situar-se al davant abans del xoc del taló. Aquest moviment és també essencialment passiu. Per tant, la pèrdua energètica més significativa durant el cicle apareix en el moment de l'impacte del taló (Font-Llagunes i Kövecses, 2009; Kuo, 2002). Com

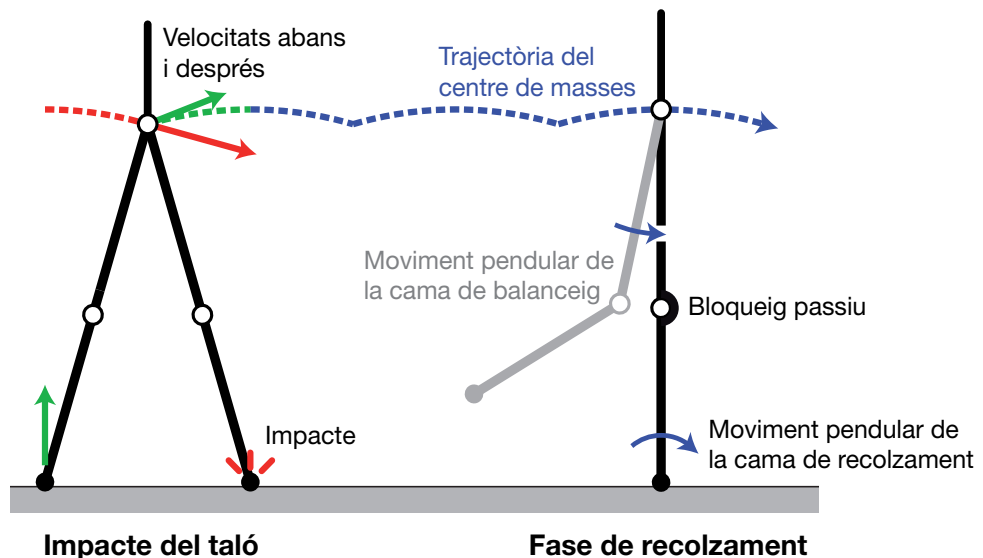


FIGURA 6. Fases del moviment de marxa en els robots basats en el *limit cycle walking*.



a)



b)

FIGURA 7. a) Pròtesi de turmell (MIT Biomechanics Group) i b) ortesi de turmell passiva (Spears Prosthetics & Orthotics).

que el moviment de marxa és periòdic, en un moviment horitzontal aquestes pèrdues energètiques s'han de compensar amb aportacions d'energia mecànica en el decurs del cicle (per mitjà de motors). En realitzacions pràctiques, normalment s'opta per actuar el turmell de la cama de recolzament, o bé l'articulació del maluc (Kuo, 2002).

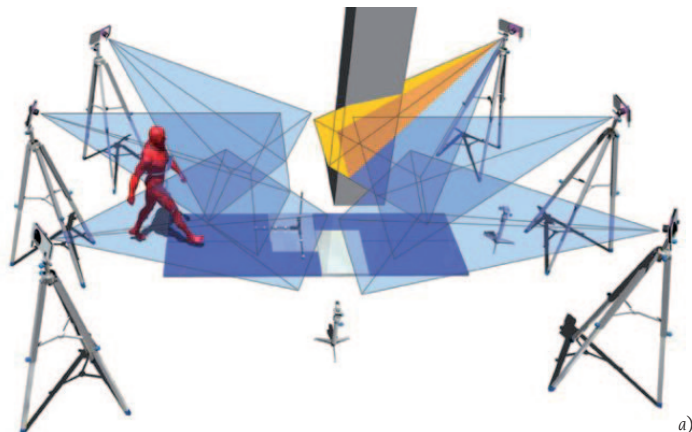
En l'impacte del taló (imatge de l'esquerra de la figura 6), el centre de masses redirigeix la seva trajectòria d'un arc de circumferència al següent. La seva velocitat abans i després apareix esquematitzada pels vectors vermell i verd, respectivament. En l'instant del xoc es produeix una disminució de la seva velocitat. En el moment del xoc, el peu del darrere se separa del terra pràcticament al mateix instant, de manera que la fase de doble suport es pot considerar pràcticament instantània.

El principal inconvenient que presenten aquests robots, comparats amb els basats en el ZMP, és que són menys versàtils, ja que estan dissenyats especialment per ser molt eficients en el moviment de marxa. De fet, aquests robots no poden ni tan sols mantenir-se drets sense un suport extern. No obstant això, la recerca en aquest tipus de sistemes robòtics ha permès explicar molts fenòmens físics presents en la marxa de les persones, com

es fa palès en els treballs de Kuo (2001) i Kuo, Donelan i Ruina (2005).

Tecnologia per assistir la marxa humana

L'altre sector tecnològic en el qual es requereix un coneixement dels aspectes dinàmics de la marxa humana és l'enginyeria de rehabilitació. Existeixen diferents tipus de dispositius per assistir la marxa humana: pròtesis, ortesis i exosquelets. Les pròtesis es caracteritzen per substituir una part del cos (figura 7a), mentre que les ortesis i els exosquelets són dispositius externs al cos que realitzen forces sobre aquest per millorar-ne la motricitat (figura 7b). D'ortesis, n'hi ha de passives, quan no inclouen cap actuació, i d'actives, si inclouen actuadors que complementen la musculatura per afavorir la mobilitat. En aquest apartat ens referirem sobretot a les ortesis i els exosquelets actius. Abans, però, es parla breument sobre l'anàlisi dinàmica inversa de la marxa humana, ja que conduir aquesta anàlisi és necessari per identificar la disfunció del pacient en el sistema motor i poder dissenyar, en un estadi posterior, el dispositiu ortètic d'assistència.



a)



b)

FIGURA 8. Sistema de captura del moviment format per càmeres d'infrarojos. a) Muntatge del sistema (BTS Bioengineering) i b) imatge d'una captura real (Universitat d'Otago, Escola de Fisioteràpia).

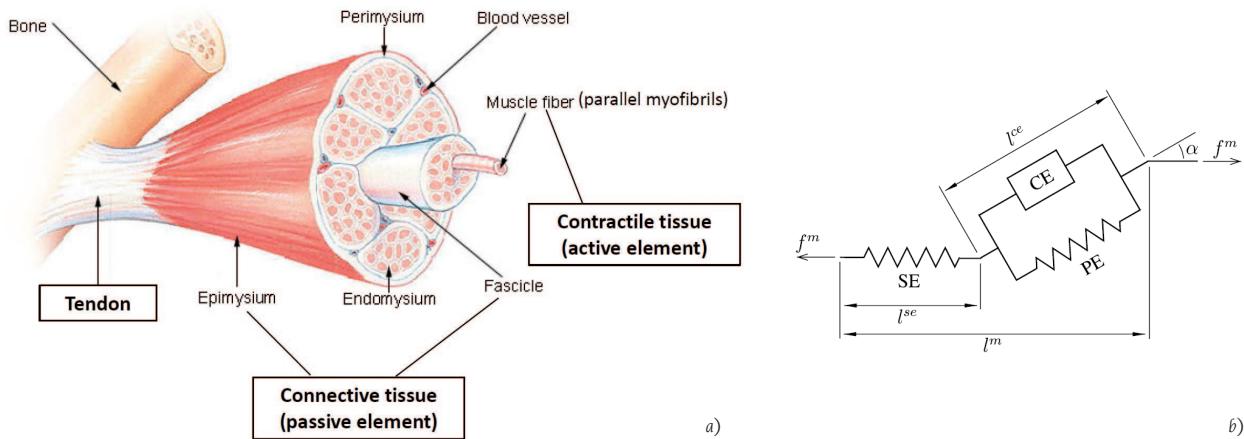


FIGURA 9. Fisiologia del múscul humà (a) i model de Hill (b) (Ackermann i Schiehlen, 2006).

Anàlisi dinàmica inversa de la marxa humana

Els mètodes de la dinàmica de sistemes multisòlid (*multi-body system dynamics*) han estat utilitzats des de principi dels anys noranta per a l'estudi dinàmic de la marxa humana (Ambrosio i Kecskemethy, 2007; Tsirakos, Baltzopoulos i Barlett, 1997). Per realitzar una anàlisi dinàmica inversa, cal capturar el moviment del cos i disposar dels paràmetres antropomètrics (geomètrics i inercials) del model biomecànic de l'individu. Els sistemes de captura del moviment convencionals estan formats per càmeres d'infrarojos que detecten una sèrie de marcadors disposats al cos de l'individu (figura 8). Per validar el model, també s'utilitzen plaques piezoelèctriques que mesuren la força de contacte peu-terra. Conceptualment, l'anàlisi dinàmica inversa consisteix a calcular les forces musculars necessàries per dur a terme el moviment enregistrat.

Els models biomecànics inclouen els sistemes esquelètic, muscular i de control (o sistema neuromotor). El sistema esquelètic es modelitza com un sistema multisòlid format per sòlids rígids, que representen els segments corporals, enllaçats per les articulacions, que es consideren ideals (Ambrosio i Kecskemethy, 2007; Ackermann i Schiehlen, 2006; Rodrigo *et al.*, 2008). Els músculs són els actuadors del sistema esquelètic i constitueixen el sistema muscular. Físicament, es modelitzen com un conjunt d'actuadors lineals disposats entre els punts d'inserció muscular (unió del múscul amb l'esquelet) que imiten el comportament dinàmic de les fibres musculars del cos (Ackermann i Schiehlen, 2006; Rodrigo *et al.*, 2008; Tsirakos, Baltzopoulos i Barlett, 1997; Winters, 1995). Aquest comportament s'estudia mitjançant el model de Hill (Winter, 2005), que es mostra en la figura 9. Aquest modelitza el múscul com un element elàstic en sèrie (tendó, SE) i un element elàstic en paral·lel (teixit connectiu, PE) amb les fibres musculars (element contràctil, CE).

El sistema de control, o sistema neuromotor, coordina l'activitat motriu del cos humà. El fet que cada articulació sigui actuada per diferents músculs a la vegada fa que aparegui el problema de l'actuació redundant. Aquest problema

se soluciona mitjançant l'ús de tècniques d'optimització, en les quals la funció objectiu està basada en criteris fisiològics (Ackermann i Schiehlen, 2006; Rodrigo *et al.*, 2008; Anderson i Pandy, 2001). Per exemple, en l'estudi de la marxa de persones sanes, s'utilitza com a criteri la minimització del cost energètic. L'elecció de la tècnica d'optimització adequada és un aspecte important a l'hora d'abordar aquest tipus de problemes, ja que té una influència significativa en el cost computacional i en la convergència en la solució.

L'anàlisi dinàmica inversa de la marxa de persones sanes permet trobar els patrons de forces i activacions musculars en la marxa normal (no patològica). La comparació entre aquest patró i el d'una persona amb discapacitats motrius permet definir els criteris per al disseny mecànic dels dispositius d'assistència. Cal dir que actualment hi ha diferents programaris comercials per a la modelització i l'anàlisi dinàmica del moviment del cos humà: Human Figure Modeller, SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling), OpenSim, AnyBody i LifeMOD (basat en ADAMS), entre d'altres. Aquests programes donen solucions molt bones per a l'anàlisi dinàmica de la marxa de persones sanes. No obstant això, els programes tenen limitacions en l'estudi de disfuncions de la marxa i en la simulació de la interacció entre la persona i un dispositiu extern d'assistència.

Dispositius d'assistència i rehabilitació: ortesis i exosquelets

Aquests dispositius s'utilitzen per assistir la mobilitat de persones amb dificultats en la marxa per causa d'hemorràgia cerebral, postpòlio, esclerosi múltiple, lesió medul·lar o paràlisi cerebral, entre d'altres. El terme *exosquelet* s'utilitza per referir-se a un dispositiu mecànic antropomòrfic que s'ajusta al cos de l'usuari i que es mou de manera coordinada amb els seus moviments. De manera general, aquest terme està associat a un dispositiu que facilita el moviment de persones sanes, és a dir, que en disminueix el cost metabòlic (figura 10a). En canvi, el terme *ortesi activa* s'utilitza



FIGURA 10. a) Exosquelet Yobotics RoboKnee (Pratt *et al.*, 2004) i b) ortesi activa de turmell (Blaya i Herr, 2004).

per referir-se a un dispositiu mecànic extern que augmenta la capacitat motriu d'una persona amb alguna discapacitat (figura 10b). De vegades, però, també s'utilitza el terme *exosquelet* si un dispositiu ortètic engloba la totalitat de l'extremitat inferior.

La recerca en dispositius ortètics actius comença a principi dels anys quaranta (Dollar i Herr, 2008). La primera ortesi activa i controlable que es coneix data del 1942 i es tracta d'una patent d'un dispositiu actuat hidràulicament per assistir els moviments del maluc i del genoll (Filippi, 1942). Els primers exosquelets van ser desenvolupats als anys seixanta a la Universitat de Belgrad per assistir pacients paraplàgics per causa de lesió medul·lar (Vukobratovic, Ciric i Hristic, 1972; Vukobratovic, Hristic i Stojiljkovic, 1974). Aquests primers prototipus estaven limitats a realitzar únicament moviments predefinits.

En l'última dècada s'ha desenvolupat un gran nombre de dispositius ortètics i de rehabilitació controlables. Aquests dispositius tenen per finalitat afegir o dissipar energia mecànica de manera adequada durant les fases de la marxa humana (Dollar i Herr, 2008). A més d'actuadors (motors, cilindres hidràulics, músculs pneumàtics artificials, etc.), alguns dissenys també utilitzen elements passius (com ara molles) per emmagatzemar o alliberar energia potencial durant la marxa. El control d'aquests dispositius es realitza generalment a partir d'un patró predefinit del moviment articular (control cinemàtic) i dels moments a les articulacions (control de força).

A continuació, se citen diferents dispositius mecànics d'assistència al moviment presents en la bibliografia. Un d'aquests és el conegut dispositiu ortètic per a rehabilitació Lokomat. Aquest utilitza una estratègia de control basada en el moviment (Colombo, Jorg i Dietz, 2000) i és utilitzat per entrenar la musculatura de pacients discapacitats i per reactivar patrons de moviment que es troben a la medulla del pacient. El RoboKnee és un exosquelet, desenvolupat per Yobotics, Inc. (Cincinnati, Ohio, Estats Units), que aporta energia mecànica a l'articulació del genoll per assistir la marxa de persones sanes que transporten càrrega (Pratt *et al.*, 2004) (figura 10a). El control del

RoboKnee es realitza a partir de la força de contacte peuterra i del seu punt d'aplicació al pla sagital, que es mesuren mitjançant dues cèl·lules de càrrega.

El dispositiu HAL (Hybrid Assistive Leg) (Kawamoto i Sankai, 2002; Kawamoto, Kanbe i Sankai, 2003) actua sobre les articulacions del maluc i el genoll, i per controlar-lo s'utilitzen mesures electromiogràfiques (EMG) de l'activació muscular. També és destacable el model d'ortesi activa de turmell desenvolupat per Blaya i Herr (2004) (figura 10b). Aquest model assisteix la marxa de persones discapacitades que no controlen la flexió del turmell i consisteix en una ortesi passiva AFO (Ankle-Foot Orthosis) modificada mitjançant l'addició d'un actuador lineal amb un element elàstic en sèrie (Series Elastic Actuator, SEA). Mitjançant aquest SEA, es pot canviar la rigidesa del moviment de flexió-extensió del turmell. El control d'aquest model d'ortesi es realitza mitjançant la força de contacte peuterra i l'angle del turmell.

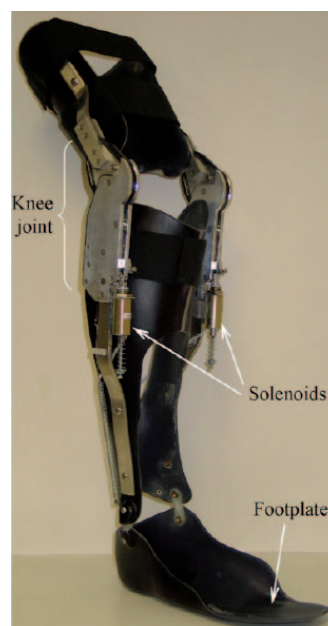


FIGURA 11. Ortesi activa SC-KAFO (Yakimovich, Lemaire i Kofman, 2006).

Finalment, cal destacar un grup d'ortesis actives molt utilitzades en la rehabilitació de pacients amb lesió medullar incompleta que presenten musculació als malucs, però que no poden moure l'articulació del genoll (per una manca d'activació del quàdriceps). En aquests casos, s'utilitzen les ortesis SC-KAFO (Stance Control Knee-Ankle-Foot Orthosis), les quals bloquegen automàticament l'articulació del genoll quan la cama pren contacte amb el terra (fet que es detecta mitjançant sensors de força plantar). D'aquesta manera, es garanteix que el genoll estigui en la posició de màxima extensió durant la fase de recolzament. Un exemple n'és l'ortesi desenvolupada per Yakimovich, Lemaire i Kofman (2006) que es mostra en la figura 11.

Línies de treball futures

La recerca en productes tecnològics que tinguin per finalitat la millora de la qualitat de vida de la població és actualment estratègica en els plans de recerca i desenvolupament (R+D) de molts països desenvolupats. És per aquest motiu que cada vegada hi ha més grups, tant d'universitats com d'empreses privades, que es dediquen a desenvolupar projectes relacionats amb la robòtica humanoide o l'enginyeria de rehabilitació. Tot i la gran quantitat de temps i capital humà invertits en aquestes àrees, encara queden molts reptes tecnològics per assolir, que s'expliquen de manera resumida en aquest apartat.

En l'àmbit de la robòtica, hi ha dos enfocaments clarament diferenciats. El més clàssic té per finalitat la construcció de robots molt versàtils, que poden portar a terme moltes tasques, però que, per altra banda, manquen d'autonomia pel seu elevat cost energètic. L'enfocament més actual es basa en la construcció de robots que tenen un cost energètic molt semblant al de la marxa de les persones (*limit cycle walkers*), cosa que n'afavoreix l'autonomia, però que, per contra, ofereixen molt poca versatilitat; de fet, només estan preparats per caminar. Un repte molt important és el disseny i desenvolupament de robots que combinin els dos enfocaments, és a dir, que tinguin un control adaptatiu a la tasca que desenvolupa el robot. Així, per exemple, en el moviment de marxa només caldria garantir una estabilitat orbital o cíclica (fet que disminueix el cost energètic); mentre que si el robot està dret i immòbil, l'estabilitat que s'ha de garantir és local. En resum, el que s'ha vist és que s'ha d'assolir un compromís entre autonomia energètica i versatilitat; en general, molta versatilitat està lligada a manca d'autonomia, i viceversa. Desenvolupar robots amb molta autonomia de bateries i estables és l'objectiu final que han de tenir els dissenyadors de robots.

En el terreny de l'enginyeria de rehabilitació, cada vegada hi ha més recerca en *neurorobòtica*: la ciència que estudia la interacció entre el sistema nerviós central i els sistemes robòtics d'assistència. Tanmateix, el disseny de la majoria de dispositius ortètics encara es realitza a partir d'unes especificacions donades, i el seu control s'ajusta per prova i error fent tests sobre el mateix pacient. El

gran repte és desenvolupar eines informàtiques que permetin simular de manera virtual la dinàmica d'interacció entre l'ortesi dissenyada i el pacient. D'aquesta manera, milloraria la qualitat de vida de la persona, ja que no se l'hauria de molestar tantes vegades, i s'estalviaria temps tant a metges i enginyers com al mateix pacient. Aquestes eines permetrien, a més, assajar diferents estratègies de control dels dispositius i els seus efectes sobre el moviment del pacient. Un altre repte molt important és desenvolupar dispositius d'assistència que siguin còmodes i ergonòmics i que garanteixin un cost metabòlic baix al pacient.

Conclusions

En aquest article s'ha presentat l'estat de la qüestió en dos àmbits tecnològics relacionats amb la biomecànica de la marxa humana: la robòtica humanoide i l'enginyeria de la rehabilitació. En el camp de la robòtica, s'han analitzat qualitativament els avantatges i els inconvenients dels dos enfocaments presents actualment: el dels robots versàtils basats en un criteri de controlabilitat total i el dels robots que tenen com a punt de partida el *passive dynamic walking* i que es basen en criteris d'estabilitat orbital. S'han presentat també conceptes cinemàtics, dinàmics i de control associats als dos tipus de marxa. Els robots humanoides del futur s'han de dissenyar incorporant els avantatges d'un enfocament i de l'altre per obtenir, d'aquesta manera, robots versàtils, d'elevada autonomia i que imitin el moviment real de les persones.

Pel que fa als dispositius d'assistència i rehabilitació, se citen alguns dels treballs que utilitzen la dinàmica de sistemes multisòlid (*multibody system dynamics*) per a l'anàlisi dinàmica de la marxa humana, així com l'estat de la qüestió en els dispositius ortètics per a les extremitats inferiors. En aquest cas, els reptes de futur més importants són la modelització i l'estudi de la interacció del control neuromotor del pacient amb el control artificial (electromecànic) del dispositiu, així com el disseny d'ortesis i exosquelets confortables, ergonòmics i que garanteixin un cost metabòlic del moviment assumible per al pacient. L'assoliment d'aquests reptes requereix equips interdisciplinaris, ja que hi han de conviure professionals de l'àmbit de la salut (metges, ortopedistes, etc.) amb professionals de l'àmbit tecnològic (enginyers mecànics, robòtics, de control, electrònics, biomèdics, informàtics, etc.). ■

Bibliografia

- ACKERMANN, M.; SCHIEHLEN, W. «Dynamic analysis of human gait disorder and metabolic cost estimation». *Archive of Applied Mechanics*, vol. 75 (2006), p. 569-594.
- AMBROSIO, J.; KECSKEMETHY, A. «Multibody dynamics of biomechanical models for human motion via optimization». A: GARCÍA ORDEN, J. C.; GOICOLEA, J. M.; CUADRADO, J.

- [ed.]. *Multibody dynamics computational methods and applications*. Springer, 2007.
- ANDERSON, F.; PANDY, M. «Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent». *Journal of Biomechanics*, vol. 34 (2001), p. 153-161.
- BLAYA, J. A.; HERR, H. «Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12 (2004), p. 24-31.
- COLLINS, S. H. [et al.]. «Efficient bipedal robots based on passive-dynamic walkers». *Science*, vol. 307 (2005), p. 1082-1085.
- COLLINS, S. H.; WISSE, M.; RUINA, A. «A three-dimensional passive-dynamic walking robot with two legs and knees». *International Journal of Robotics Research*, vol. 20, núm. 7 (2001), p. 607-615.
- COLOMBO, G.; JORG, M.; DIETZ, V. «Driven gait orthosis to do locomotor training of paraplegic patients». A: *22nd Annual International Conference of the IEEE-EMBS*. Chicago, Ill., 2000.
- DOLLAR, A. M.; HERR, H. «Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art». *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, núm. 1 (2008), p. 144-158.
- DONELAN, J. M.; KRAM, R.; KUO, A. D. «Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking». *Journal of Experimental Biology*, vol. 205 (desembre 2002), p. 3717-3727.
- FILIPPI, P. «Device for the automatic control of the articulation of the knee applicable to a prosthesis of the thigh». U.S. Patent 2 305 291, 1942.
- FONT-LLAGUNES, J. M. *Passive dynamic walking: State-of-the-art*. Informe tècnic. Mont-real: McGill University. Centre for Intelligent Machines, 2008.
- FONT-LLAGUNES, J. M.; KÖVECSES, J. «Dynamics and energetics of a class of bipedal walking systems». *Mechanism and Machine Theory*, vol. 44, núm. 11 (2009), p. 1999-2019.
- HIRAI, K. [et al.]. «The development of Honda humanoid robot». A: *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Lovaina, 1998, p. 1321-1326.
- HOBBELEN, D. *Limit cycle walking*. Tesi doctoral. Delft: Technische Universiteit Delft, 2008.
- ISHIDA, T. «Development of a small biped entertainment robot QRIO». A: *Proceedings of the International Symposium on Micro-Nano Mechatronics and Human Science*. Nagoya, 2004, p. 23-28.
- KAWAMOTO, H.; KANBE, S.; SANKAI, Y. «Power assist method for HAL-3 estimating operator's intention based on motion information». A: *Proceedings of IEEE Workshop on Robot and Human Interactive Communication*. Millbrae, Calif., 2003, p. 67-72.
- KAWAMOTO, H.; SANKAI, Y. «Power assist system HAL-3 for gait disorder person». A: *Proceedings of ICCHP*. Linz, 2002.
- KUO, A. D. «A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed-step length relationship». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123 (2001), p. 264-269.
- «Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 124 (2002), p. 113-120.
- «Choosing your steps carefully: Trade-offs between economy and versatility in dynamic walking bipedal robots». *IEEE Robotics and Automation Magazine*, vol. 14 (juny 2007), p. 18-29.
- KUO, A. D.; DONELAN, J. M.; RUINA, A. «Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: Step-to-step transitions». *Exercise and Sport Sciences Review*, vol. 33, núm. 2 (2005), p. 88-97.
- MCGEER, T. «Passive dynamic walking». *International Journal of Robotics Research*, vol. 9, núm. 2 (1990), p. 62-82.
- PRATT, J. [et al.]. «The RoboKnee: An exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking». A: *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Nova Orleans, La., 2004.
- RODRIGO, S. E. [et al.]. «Analysis of human gait based on multibody formulations and optimization tools». *Mechanics Based Design of Structures and Machines*, vol. 36 (2008), p. 446-477.
- TEDRAKE, R.; ZHANG, T. W.; SEUNG, H. S. «Stochastic policy gradient reinforcement learning on a simple 3D biped». A: *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Vol. 3. Sendai, 2004, p. 2849-2854.
- TSIRAKOS, D.; BALTZOPOULOS, V.; BARLETT, R. «Inverse optimization: Functional and physiological considerations related to the force-sharing problem». *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 25 (1997), p. 371-407.
- VUKOBRATOVIC, M.; BOROVAC, B. «Zero-moment point: thirty five years of its life». *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 1, núm. 1 (2004), p. 157-173.
- VUKOBRATOVIC, M.; CIRIC, V.; HRISTIC, D. «Contribution to the study of active exoskeletons». A: *Proceedings of the 5th IFAC Congress*. París, 1972.
- VUKOBRATOVIC, M.; FRANK, A. A.; JURICIC, D. «On the stability of biped locomotion». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 17, núm. 1 (1970), p. 25-36.
- VUKOBRATOVIC, M.; HRISTIC, D.; STOJILJKOVIC, Z. «Development of active anthropomorphic exoskeletons». *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 12 (1974), p. 66-80.
- WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken, N. J.: John Wiley & Sons, 2005.
- WINTERS, J. *Concepts in neuromuscular modeling: Three-dimensional analysis of human movement*. Champaign, Ill., Human Kinetics Publishers, 1995.
- YAKIMOVICH, T.; LEMAIRE, E. D.; KOFMAN, J. «Preliminary kinematic evaluation of a new stance-control knee-ankle-foot orthosis». *Clinical Biomechanics*, vol. 21 (2006), p. 1081-1089.