

# ELETTROMIOGRAFIA, PROTESICA E ROBOTICA IN RAPIDO PROGRESSO VERSO L'AMPUTAZIONE FUNZIONALE: I RISULTATI DEL PROGETTO NINAPRO

*Manfredo Atzori\**, *Cesare Tiengo\*\**, *Franco Bassetto\*\**, *Henning Müller\**

*\*Information Systems Institute at the University of Applied Sciences Western Switzerland (HES-SO Valais), Rue du TechnoPole 3, 3960 Sierre, Switzerland*

*\*\*Clinica di Chirurgia Plastica, Ospedale Universitario di Padova, Via Giustiniani 2, 35128 Padova, Italy*

Referente:

Manfredo Atzori – University of Applied Sciences Western Switzerland, Sierre (HES-SO Valais)

Rue du Technopole 3, 3960 Sierre, Switzerland – Tel: +41 27 606 9023 – Email: manfredo.atzori@hevs.ch

## ***ELECTROMYOGRAPHY, PROSTHETICS AND ROBOTICS IN RAPID PROGRESS TARGETING FUNCTIONAL AMPUTATION: THE NINAPRO PROJECT RESULTS***

### **SINTESI**

Un'amputazione della mano è in grado di influenzare notevolmente le capacità e l'indipendenza di una persona. Migliorare le funzionalità delle protesi di mano è quindi una sfida. L'integrazione di protesi robotiche avanzate con tecniche di amputazione funzionale può portare alla realtà il controllo naturale di protesi robotiche della mano tramite metodi non invasivi.

La ricerca scientifica e le compagnie operanti in ambito di protesica stanno rapidamente avanzando verso sistemi di controllo naturale di protesi robotiche di mano ad alta funzionalità. Protesi mioelettriche con molti gradi di libertà sono già disponibili in commercio e i recenti progressi nella ricerca scientifica suggeriscono che il loro controllo naturale potrebbe essere eseguito nella vita reale attraverso metodi di intelligenza artificiale e l'integrazione di dati multimodali. Tuttavia, la robustezza non è ancora sufficiente a trasferire i risultati scientifici ad un contesto di vita reale.

In questo lavoro descriviamo il database Ninapro (*Non Invasive Adaptive Prosthetics*), che ha lo scopo di studiare le relazioni tra elettromiografia, movimenti e forza della mano e parametri clinici. I dati sono accessibili pubblicamente dai gruppi di ricerca di tutto il mondo.

Il database Ninapro ha permesso di ottenere diversi risultati significativi, tra cui: mostrare che fino a 11 movimenti della mano possono essere riconosciuti senza alcun allenamento nel soggetto amputato; mostrare che l'acquisizione di dati multimodali è in grado di migliorare notevolmente il riconoscimento del movimento; mostrare che diversi parametri clinici (come ad esempio la percentuale rimanente di avambraccio e l'intensità di sensazione di arto fantasma) sono legati alla capacità di controllare i

muscoli residui nel moncone. L'unione dei risultati ottenuti tramite Ninapro con gli altri risultati della letteratura scientifica suggerisce che delle procedure di “amputazione funzionale” potranno in futuro integrarsi meglio con le protesi robotiche e contribuire a risolvere i problemi di controllo naturale delle protesi.

**Parole chiave:** Elettromiografia, amputazioni, protesica, bioingegneria

## SUMMARY

Hand amputation can dramatically affect the capabilities of a person. Improving the functionality of robotic prosthetic hands is thus a challenge. The integration of advanced prosthetic and robotic technologies with functional amputations may bring to reality the non-invasive natural control of robotic hand prostheses in a near future. Scientific research and prosthetic market are rapidly advancing towards the natural control of dexterous robotic prosthetic hands. Myoelectric hand prostheses with many degrees of freedom are commercially available and recent advances in scientific research suggest that their natural control can be performed in real life through pattern recognition and the integration of multimodal data. However, robustness is still not sufficient to transfer scientific results to a real life.

In this work we describe the Ninapro (Non Invasive Adaptive Prosthetics) database, which is aimed to study the relationships between sEMG, hand movement, force and clinical parameters. The data are publicly available to worldwide research groups.

The Ninapro database allowed to obtain several important results including: showing that up to 11 hand movements can be recognized without any training in amputated subject; showing that multimodal data can strongly improve movement recognition; showing that several clinical parameters (including remaining forearm percentage and phantom limb sensation) are related to the capability of amputees to control the remnant muscles in the stump.

The Ninapro results, in combination with other scientific literature achievements, suggests that future “functional amputation” surgery procedures may better integrate with the prosthetic robotic limbs and contribute to solve natural control problems.

**Keywords:** Electromyography, amputations, prosthetic

## INTRODUZIONE

Nel 2005 più di 41.000 persone vivevano con una amputazione di arto superiore [1]. L'amputazione della mano è una delle lesioni che possono influenzare maggiormente le capacità di una persona. I recenti progressi scientifici e commerciali nel settore sono promettenti e suggeriscono che

in un prossimo futuro potrebbero esistere delle protesi robotiche ad alta funzionalità e controllate in modo naturale (ossia come se fossero delle normali mani). Tuttavia il progresso verso questi risultati richiede ancora il superamento di alcune difficoltà. Attualmente, le protesi di mano possono essere divise in protesi cosmetiche, protesi

cinematiche e protesi mioelettriche (ossia controllate tramite elettromiografia di superficie, sEMG). Le protesi cosmetiche offrono un supporto estetico e psicologico. Le protesi cinematiche hanno anche capacità funzionali, poiché l'utente può controllare l'apertura e la chiusura della protesi attraverso il movimento della spalla. Gli utenti di protesi mioelettriche invece possono controllare la protesi (alimentata a batteria e mossa da motori elettrici) muovendo degli specifici muscoli nella porzione di braccio rimanente. Molte protesi mioelettriche di mano sono attualmente in commercio, ma poche hanno la capacità di riprodurre molti movimenti. La seguente selezione rappresenta alcune delle protesi di mano più avanzate attualmente disponibili [2]: 1) Touch Bionics i-limb Quantum; 2) Otto Bock Michelangelo; 3) RSL Steeper Bebionic; 4) Vincent hand. Tali protesi possono muovere separatamente diverse dita, rotare il pollice, riprodurre un elevato numero di movimenti della mano e avere il polso flessibile e/o rotante [2].

Le protesi mioelettriche vengono controllate nel seguente modo. Generalmente due o tre elettrodi sEMG vengono posizionati in corrispondenza di specifici muscoli (selezionati al momento di realizzazione della protesi in base alle caratteristiche del paziente). Quando il paziente pensa di muovere tali muscoli, l'ampiezza del segnale elettrico emesso viene utilizzato per aprire e chiudere la mano protesica. Il numero di movimenti che il paziente può controllare può essere aumentato impiegando particolari metodi di controllo basati su sequenze di impulsi. Tali metodi sono generalmente innaturali (nel senso che non corrispondono al movimento che il soggetto avrebbe pensato di fare prima dell'amputazione), richiedono un alto livello di abilità e una

procedura di allenamento abbastanza lunga. Tuttavia, offrono risultati riproducibili con certezza, che è una delle principali esigenze della vita reale [3]. Tali problematiche di controllo contribuiscono alle scarse capacità e alla scarsa diffusione delle protesi mioelettriche [4]. Alcune delle protesi considerate uniscono altri sensori all'elettromiografia (come ad esempio accelerometri) per facilitare la scelta del movimento o per controllare sistemi automatizzati di prevenzione di caduta di oggetti. Nel 2013 un sistema di riconoscimento di movimenti naturali della mano (simile a quelli descritti nella letteratura scientifica) è stato reso disponibile in commercio (<http://www.coaptengineering.com>). Il sistema realizzato da Coapt-engineering può includere fino a 8 elettrodi sEMG, ma rappresenta ancora un sistema di controllo ibrido. Il tecnico svolge un'azione fondamentale ed è incoraggiato a lavorare con il paziente per determinare quali sono i movimenti più fisiologici, ripetibili, coerenti, e intuitivi da usare per il controllo. Tuttavia, il controllo di molti movimenti non è ancora completamente naturale.

Il controllo naturale di mani robotiche e protesi di mano è tema centrale di molti studi scientifici, effettuati sia su soggetti sani che su soggetti amputati. Nella maggior parte dei casi, le strategie di controllo si basano sull'uso di più elettrodi per misurare i segnali mioelettrici dell'avambraccio e sull'uso di algoritmi di intelligenza artificiale per riconoscere i movimenti che il soggetto vorrebbe effettuare. I metodi di analisi dati più utilizzati sono attualmente tre: metodi di classificazione (basati su tecniche di apprendimento automatico e analisi di segnali), metodi di controllo proporzionale e metodi di controllo simultaneo. Con i metodi di classificazione è possibile ottenere una precisione di classificazio-

ne approssimativamente pari a 80-90% su gruppi di meno di 10 movimenti [5]. Per questo motivo la ricerca di un controllo robusto e stabile rimane un tema importante nel settore [2,3].

L'aggiunta di altri sensori può migliorare il controllo naturale di protesi mioelettriche. L'utilizzo di accelerometri è in grado di offrire eccellenti risultati nel riconoscimento di movimenti della mano, sia da solo che in combinazione con elettrodi sEMG [6,7]. In recenti studi, sistemi di visione artificiale sono stati utilizzati per determinare automaticamente il tipo e le dimensioni della presa necessaria in relazione all'oggetto [8].

Spesso gli studi scientifici nel settore della protesica sono altamente specifici e non sono direttamente comparabili: diversi sistemi e protocolli di acquisizione, numeri diversi di movimenti e diversi approcci alle analisi possono infatti portare a risultati molto diversi [2]. Inoltre, spesso i dati non sono disponibili al pubblico, e quindi i risultati non possono essere facilmente replicati. In contrasto con questa situazione, il progetto NinaPro [9] acquisisce e rilascia gratuitamente dati elettromiografici relativi a movimenti della mano (<http://ninaweb.hevs.ch>). I dati provengono da soggetti sani e amputati, ed hanno lo scopo di aiutare la comunità scientifica a migliorare le protesi della mano.

Molti fattori possono influenzare teoricamente il segnale elettromiografico, e di conseguenza il controllo di protesi mioelettriche. Tra di essi spiccano le caratteristiche anatomiche del soggetti, la presenza di affaticamento o sudorazione, la posizione degli elettrodi, la posizione del braccio durante il movimento, le procedure chirurgiche usate durante l'amputazione e in fine anche la riorganizzazione corticale. Tuttavia, pochi studi sono stati effettuati per analizzare questi effetti.

La reinnervazione muscolare mirata (*targeted muscle reinnervation*, TMR) è una recente procedura chirurgica che utilizza i nervi originariamente utilizzati per controllare i muscoli della mano per innervare dei muscoli accessori da cui viene misurato il segnale elettromiografico di superficie. Ottimi risultati sono stati ottenuti con questo metodo, soprattutto in persone con amputazioni sopra gomito o amputazioni della spalla [10]. La stessa tecnica è stata applicata anche su muscoli trasferiti sull'avambraccio per facilitare l'uso di protesi commerciali tradizionali [11].

Un intero ulteriore paragrafo potrebbe essere dedicato a studi mirati a trasferire le sensazioni dalla protesi della mano al cervello. Molti tentativi sono stati condotti con metodi invasivi o non invasivi. La TMR rappresenta una soluzione promettente anche in questo caso, in quanto permette teoricamente una certa quantità di feedback sensoriale. Un recente esempio di utilizzo in tempo reale di interfacce neurali per il controllo di mani protesiche è data dai risultati descritti da Raspopovic *et al.* [12].

In questo lavoro descriviamo il progetto Ninapro e i risultati da esso ottenuti fino ad ora. Il database Ninapro include i dati acquisiti da 78 soggetti. I dati hanno lo scopo di studiare le relazioni tra elettromiografia, cinematica della mano, dinamica della mano, e parametri clinici relativi all'amputazione. I dati sono pubblicamente accessibili su internet. Il database Ninapro ha permesso di dimostrare numerosi risultati innovativi nel settore, tra cui: il fatto che i soggetti con amputazione trans-radiale possono riprodurre fino a 11 movimenti della mano senza alcun tipo di allenamento; che l'utilizzo di accelerometri può fortemente migliorare il riconoscimento dei movimenti in soggetti sani ed amputati; che diversi parametri clinici (tra cui la percentuale rimanente di

avambraccio e l'intensità di sensazione di arto fantasma) sono legati alla capacità degli amputati di controllare i muscoli residui nel moncone.

## MATERIALI E METODI

### SOGGETTI

Il database Ninapro contiene segnali elettromiografici acquisiti da 78 soggetti (67 non amputati, 11 con amputazione transradiale). I soggetti sono divisi in tre gruppi (*datasets*), in base al protocollo di acquisizione e alle caratteristiche dei soggetti (Tabella 1). A tutti i soggetti è stato chiesto di rispondere ad un questionario relativo a parametri generici (quali e.g. età, sesso, altezza, peso). Ai soggetti amputati è stata proposta anche una valutazione dettagliata di alcuni dati clinici relativi alla amputazione. I dati richiesti includevano: lato, livello, data, e causa dell'amputazione, circonferenza dell'avambraccio, intensità e tipo di sensazione di arto fantasma, presenza di dolore da arto fantasma, tipo di dolore da arto fantasma (se presente), tipo di protesi utilizzata (cosmetica, cinematografica, mioelettrica), anni di utilizzo e ore di utilizzo quotidiano della protesi; questionario DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand) [13]. L'intensità della sensazione di arto fantasma è stata valutata su una scala di valutazione numerica a 6 punti (0 = nessuna sensazione; 5 = sensazione massima) secondo la sensazione media nei 3-6 mesi precedenti il test, come suggerito dal Chronic Pain Grade (CPG) [14].

Per facilitare ai partecipanti la comprensione delle categorie di dolore e sensazione di arto fantasma, esse sono state descritte nei seguenti modi. L'"arto fantasma" è stato definito come la porzione di arto che è stata amputata. La "sensazione non dolorosa di arto fantasma" è stata definita come percezione non dolorosa dell'arto mancante (per esem-

pio, la sensazione che la mano mancante sia avvolta nel cotone). Il "dolore da arto fantasma" è stato definito come una sensazione di arto fantasma provocante dolore.

L'esperimento è stato condotto secondo i principi espressi nella Dichiarazione di Helsinki ed è stato approvato dalla Commissione Etica del Cantone Vallese (Svizzera). Tutti i partecipanti hanno firmato un modulo di consenso informato. Secondo la nostra conoscenza, lo studio con il più alto numero di soggetti amputati prima di questo progetto includeva solo sei soggetti [5].

### STRUMENTAZIONE SPERIMENTALE

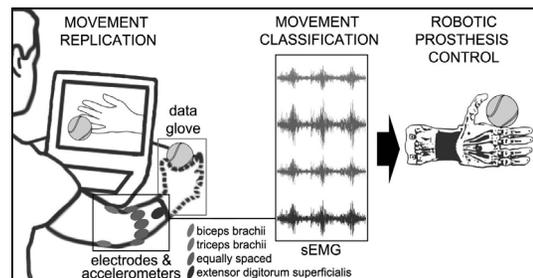
Gli elettrodi sEMG sono posizionati come mostrato in Figura 1: otto elettrodi sono posizionati attorno all'avambraccio all'altezza dell'articolazione omero-radiale; due elettrodi sono posizionati sui punti di maggiore attività del muscolo flessore superficiale e del muscolo estensore superficiale delle dita [15]; due elettrodi sono posizionati sui punti di maggiore attività del bicipite e del tricipite. Le posizioni descritte sono state scelte in modo da combinare le due strategie maggiormente utilizzate nel settore, ossia campionamento uniforme e preciso del segnale elettromiografico. Il posizionamento degli elettrodi sulla parte superiore del braccio non è comune in letteratura, ma può essere utile per migliorare la precisione di riconoscimento dei movimenti, in particolare in soggetti con scarsa percentuale diavambraccio rimanente. In due casi (soggetti 6 e 7) il numero di elettrodi è stato ridotto a dieci per mancanza di spazio. In un caso (soggetto 7) gli elettrodi sono stati collocati sul bordo del moncone, con l'obiettivo di acquisire tutte le possibili attivazioni dei muscoli rimanenti. Questa procedura non è ottimale, ma era l'unico approccio possibile per questo particolare soggetto.

**Tabella 1.** Caratteristiche cliniche dei soggetti amputati inclusi nel gruppo 3 di Ninapro.

Soggetto	Lateralità	Mano(i) amputate	Motivazione dell'amputazione	Percentuale rimanente di avambraccio (%)	Anni trascorsi dall'amputazione	Sensazione di arto fantasma (0-5)	Punteggio DASH	Protesi utilizzata
1	Destra	Destra	Incidente	50	13	2	1.67	Mioelettrica
2	Destra	Sinistra	Incidente	70	6	5	15.18	Cosmetica
3	Destra	Destra	Incidente	30	5	2	22.50	Mioelettrica
4	Destra	Destra e Sinistra	Incidente	40	1	1	86.67	Nessuna
5	Sinistra	Sinistra	Incidente	90	1	2	11.67	Cinematica
6	Destra	Sinistra	Incidente	40	13	4	37.50	Cinematica
7	Destra	Destra	Incidente	0	7	0	31.67	Nessuna
8	Destra	Destra	Incidente	50	5	2	33.33	Mioelettrica
9	Destra	Destra	Incidente	90	14	5	3.33	Mioelettrica
10	Destra	Destra	Incidente	50	2	5	11.67	Mioelettrica
11	Destra	Destra	Tumore	90	5	4	12.50	Mioelettrica

## PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE

I dati sono stati acquisiti in base alla versione finale del protocollo di acquisizione NinaPro [9]. Durante l'acquisizione, i soggetti sono stati invitati a imitare (o a pensare di imitare con l'arto mancante, nel caso di soggetti amputati) il movimento visualizzato sullo schermo di un computer portatile nel modo più naturale possibile (Figura 1). L'esperimento comprende la ripetizione di circa 50 movimenti della mano come indicato in Tabella 2 e Figura 2. I movimenti sono stati selezionati dalla più recente letteratura nell'ambito della tassonomia dei movimenti e di robotica della mano [9]. L'esperimento è suddiviso in una parte di allenamento e in tre esercizi mirati a diversi tipi di movimenti, interrotti da tempo di riposo per evitare l'affaticamento muscolare. Tre soggetti hanno chiesto di interrompere l'esperimento anticipatamente. Solo in un caso il numero di movimenti eseguiti dal soggetto è stato inferiore ai movimenti considerati in questo studio (38 movimenti).



**Figura 1.** Il protocollo di acquisizione Ninapro.

## ANALISI DEI DATI

I metodi di analisi utilizzati sui dati inclusi in Ninapro appartengono allo stato dell'arte dell'apprendimento automatico (*machine learning*), una delle aree fondamentali dell'intelligenza artificiale [6,9,16]. Tali metodi di analisi sono stati applicati principalmente per classificare il segnale elettromiografico al fine di riconoscere in modo automatico i movimenti della mano. Analisi di tipo statistico sono state di seguito effettuate per valutare il numero di movi-

**Tabella 2.** Dati attualmente presenti in Ninapro.

		<b>Gruppo 1</b>	<b>Gruppo 2</b>	<b>Gruppo 3</b>
<b>Soggetti Intatti</b>		27	40	0
<b>Soggetti con amputazione trans-radiale</b>		0	0	11
<b>elettrodi sEMG</b>		10 Otto Bock	12 Delsys	12 Delsys
<b>Numero di movimenti (riposo incluso)</b>		53	50	50
<b>Numero di ripetizioni di ogni movimento</b>		10	6	6
<b>Esercizio 1</b>	<b>Riferimento in figura 2</b>	Esercizio A	Esercizio B	Esercizio B
	<b>Numero di movimenti</b>	12	17	17
	<b>Parametro di confronto</b>	Cinematica della mano	Cinematica della mano	Cinematica della mano (quando disponibile)
	<b>Sensori cinematici / dinamici</b>	Cyberglove II	Cyberglove II	Cyberglove II (quando disponibile)
<b>Esercizio 2</b>	<b>Riferimento in figura 2</b>	Esercizio B	Esercizio C	Esercizio C
	<b>Numero di movimenti</b>	17	23	23
	<b>Parametro di confronto</b>	Cinematica della mano	Cinematica della mano	Cinematica della mano (quando disponibile)
	<b>Sensori cinematici / dinamici</b>	Cyberglove II	Cyberglove II	Cyberglove II (quando disponibile)
<b>Esercizio 3</b>	<b>Riferimento in figura 2</b>	Esercizio C	Esercizio C	Esercizio D
	<b>Numero di movimenti</b>	23	23	9
	<b>Parametro di confronto</b>	Cinematica della mano	Dinamica della mano	Dinamica della mano (quando disponibile)
	<b>Sensori cinematici / dinamici</b>	Cyberglove II	FFLS	FFLS (quando disponibile)

Esercizio A			Esercizio B			Esercizio C			Esercizio D					
1	Flessione dell'indice		1	Pollice verso l'alto		1	Preso circolare a diametro grande		16	Preso a quattro dita di un piccolo oggetto		1	Flessione del mignolo	
2	Estensione dell'indice		2	Estensione dell'indice e del medio, flessione delle altre dita		2	Preso circolare a diametro piccolo (power grip)		17	Preso laterale		2	Flessione dell'anulare	
3	Flessione del medio		3	Flessione dell'anulare e del mignolo, estensione delle altre dita		3	Preso ad uncino fisso		18	Preso ad estensione parallela		3	Flessione del medio	
4	Estensione del medio		4	Pollice in opposizione alla base del mignolo		4	Preso con estensione dell'indice		19	Preso di un oggetto esteso		4	Flessione dell'indice	
5	Flessione dell'anulare		5	Abduzione di tutte le dita		5	Preso ad avvolgimento medio		20	Preso a disco		5	Abduzione del pollice	
6	Estensione dell'anulare		6	Flessione delle dita a pugno		6	Preso ad anello		21	Apertura di una bottiglia con una presa a tre dita		6	Flessione del pollice	
7	Flessione del mignolo		7	Indice esteso		7	Preso prismatica a quattro dita		22	Avvitamento di un cacciavite.		7	Flessione di indice e mignolo	
8	Estensione del mignolo		8	Adduzione di tutte le dita		8	Preso di un bastoncino		23	Taglio		8	Flessione di anulare e medio	
9	Adduzione del pollice		9	Supinazione della mano (asse: dito medio)		9	Preso per scrivere					9	Flessione di indice e pollice	
10	Abduzione del pollice		10	Pronazione della mano (asse: dito medio)		10	Preso di una sfera con tutte le dita							
11	Flessione del pollice		11	Supinazione della mano (asse: dito mignolo)		11	Preso di una sfera con tre dita							
12	Estensione del pollice		12	Pronazione della mano (asse: dito mignolo)		12	Preso di precisione di una sfera con tutte le dita							
			13	Flessione del polso		13	Preso di precisione di una sfera con tre dita							
			14	Estensione del polso		14	Preso a pizzico							
			15	Movimento radiale del polso		15	Preso a pizzico di una piccola punta							
			16	Movimento ulnare del polso										
			17	Estensione del polso con la mano chiusa										



**Figura 2.** Movimenti della mano divisi per esercizio:

- Esercizio A: 12 movimenti di base delle dita;
- Esercizio B: 8 configurazioni mano isometriche e isotoniche e 9 movimenti di base del polso;
- Esercizio C: 23 prese e movimenti funzionali con oggetti di uso quotidiano;
- Esercizio D: 9 esercizi di forza;
- Posizione di riposo.

menti che possono essere controllati con elevata accuratezza da ogni soggetto (movimenti altamente indipendenti) e per valutare l'effetto di parametri clinici sui risultati ottenuti. La procedura di classificazione utilizzata in tutti gli studi è relativamente standard per il settore e segue le linee guida di Englehart *et al.* [17]. L'analisi può essere suddivisa nelle seguenti fasi: 1) pre-elaborazione del segnale; 2) suddivisione del segnale in finestre temporali; 3) calcolo di specifiche proprietà del segnale (*signal features*, e.g. istogramma del segnale, radice quadratica media, caratteristiche temporali o di frequenza [9,16]; 4) classificazione del segnale tramite algoritmi di classificazione (e.g. tramite macchine a vettori di supporto, *k-nn*, *random forests* [9,16]. Quattro ripetizioni di ogni movimento [1,3,4,6] sono state utilizzate per allenare i sistemi di classificazione (*training set*), mentre le restanti due [2,5] sono state utilizzate per valutare le loro capacità di classificazione (*test set*). I risultati sono stati bilanciati in base al numero di ripetizioni di ogni movimento, in modo da evitare che posizioni ripetute più volte (come la posizione di riposo) potessero influenzare maggiormente i risultati. I movimenti altamente indipendenti sono definiti come un sottoinsieme di movimenti che possono essere classificati con una precisione superiore al 90% [16]. In questo modo, si riduce la complessità del compito ed è possibile dimostrare che per alcuni movimenti è possibile ottenere una precisione di classificazione molto elevata senza alcun allenamento da parte del soggetto. Questo valore fornisce un'idea intuitiva del numero di movimenti che potrebbero essere controllati da un soggetto amputato nella vita reale, e quindi delle conseguenze pratiche dell'analisi effettuata. Incrementando il tempo di allenamento del soggetto ci si aspetta che i risultati migliorino in modo significativo [18].

## RISULTATI

Ninapro è attualmente il database del settore con il maggior numero di soggetti. Esso comprende i segnali elettromiografici di 78 soggetti (67 soggetti sani, 11 soggetti con amputazione trans-radiale) suddivisi in tre gruppi (Tabella 1). Il primo gruppo contiene acquisizioni di dati provenienti da 27 soggetti intatti (20 maschi, 7 femmine; 25 destrimani, 2 mancini; età media  $28 \pm 3,4$  anni). Il secondo gruppo contiene acquisizioni di dati provenienti da 40 soggetti intatti (28 maschi, 12 femmine; 34 destrimani, 6 mancini; età media  $29,9 \pm 3,9$  anni). Il terzo gruppo contiene acquisizioni di dati da parte di 11 soggetti con amputazione trans-radiale (11 maschi, 0 femmine; 10 destrimani, 1 mancino; età media  $42,36 \pm 11,96$  anni). Il protocollo di acquisizione Ninapro è stato progettato in modo da essere facile da riprodurre, così da rendere facile l'acquisizione di nuovi dati da parte di altri gruppi di ricerca. Attualmente, il numero di dati nel database è in aumento grazie alla collaborazione con diversi gruppi di ricerca e alla realizzazione di nuovi progetti.

Ninapro è stato acquisito in base ai principi espressi nella Dichiarazione di Helsinki, è stato approvato dalla Commissione Etica dello stato del Vallese (Svizzera), e tutti i partecipanti hanno firmato un modulo di consenso informato.

Lo studio dei dati inclusi in Ninapro tramite tecniche di intelligenza artificiale ha portato a mostrare numerosi ed innovativi risultati [6,16]. In primo luogo, i soggetti amputati sono risultati in grado di riprodurre in media 6 movimenti della mano senza alcun tipo di allenamento e possono arrivare in alcuni casi a riprodurre fino a 11 [16]. Il numero di movimenti altamente indipendenti varia tra soggetti amputati, da un minimo di 2 ad un massimo di 11 movimenti.

Va notato che diversi sottoinsiemi di movimenti possono essere selezionati sulla base di altri parametri, quali l'utilità funzionale dei movimenti.

In secondo luogo, l'utilizzo di accelerometri e fonti di dati alternative può fortemente migliorare il riconoscimento dei movimenti in soggetti sani ed amputati. L'utilizzo di accelerometri permette di aumentare l'accuratezza del riconoscimento dei movimenti in di oltre il 60%. Inoltre, l'utilizzo dei soli dati provenienti dagli accelerometri permette di ottenere un'accuratezza di classificazione dei movimenti superiore al 70% (un risultato confrontabile con i migliori risultati basati su sEMG). Questi risultati mostrano come i dati Ninapro possano essere utilizzati per migliorare le protesi di mano robotiche, e possono anche offrire un riferimento per studi futuri [6].

La capacità dei soggetti amputati di controllare i muscoli residui della mano all'interno del moncone sembra dipendere da tre principali parametri clinici: la sensazione di arto fantasma, la percentuale di avambraccio rimanente ed il tempo trascorso dall'amputazione. Sia l'accuratezza media nel classificare i movimenti che il numero di movimenti indipendenti sono stati dimostrati aumentare all'aumentare della sensazione di arto fantasma ( $p < 0.05$ ) [16]. La intensità della sensazione di arto fantasma sembra quindi influenzare la capacità di controllare i muscoli residui della mano all'interno del moncone. Queste informazioni possono aiutare a chiarire la natura della sindrome dell'arto fantasma, la cui natura non è ancora completamente chiara [19] e che è presente in oltre il 70% dei soggetti amputati [20]. L'accuratezza media nel classificare i movimenti aumenta all'aumentare della percentuale rimanente di avambraccio ( $p < 0,1$  nel 67% dei casi analizzati) [16]. Il ri-

sultato sembra ragionevole considerato che la percentuale di muscoli rimanenti dipende strettamente dalla percentuale rimanente dell'avambraccio. Questo risultato può sembrare ovvio, ma contribuisce ad introdurre l'importanza di considerare i lembi muscolari come possibile fonte di dati per sensori elettromiografici. Sia l'accuratezza media nel classificare i movimenti che il numero di movimenti indipendenti aumentano all'aumentare del tempo trascorso dopo l'amputazione ( $p < 0.05$ ) [16]. Questo dimostra che i soggetti sono ancora in grado di controllare i muscoli nonostante la riorganizzazione corticale che avviene dopo l'amputazione, in modo simile a quanto descritto per le vie somatosensoriali [21,22]. Questo risultato mostra inoltre come i soggetti amputati da molti anni possano essere in grado di ottenere vantaggi legati a protesi robotiche ad alta funzionalità. L'aumento dell'accuratezza potrebbe dipendere dalla reinnervazione naturale dei muscoli residui nell'avambraccio.

## DISCUSSIONE

Le protesi mioelettriche di mano più moderne possono consentire a soggetti amputati di eseguire alcuni movimenti, tuttavia i metodi di controllo sono spesso poco naturali. Il database Ninapro è stato creato con lo scopo di migliorare questa situazione fornendo le risorse necessarie alla comunità scientifica operante nel settore della bio-robotica e della protesica. In questo articolo sono stati presentati il database Ninapro ed i risultati fino ad ora ottenuti tramite di esso.

Al momento della scrittura Ninapro è l'unico database pubblico di dati elettromiografici registrati durante movimenti della mano e contiene un numero di soggetti maggiore degli studi presentati fino ad ora in letteratura. I dati sono costituiti da misurazioni di

segnali (elettromiografici, cinetici e dinamici) registrate mentre i soggetti eseguivano movimenti dei muscoli della mano in condizioni controllate. I dati fino ad ora disponibili sono acquisiti da 67 soggetti intatti e 11 soggetti amputati che ripetono varie volte almeno 50 diversi movimenti della mano. L'analisi dei dati inclusi in Ninapro ha permesso di mostrare risultati innovativi per la protesica robotica (un settore in profondo e rapido sviluppo) e suggerisce interessanti sviluppi per le procedure chirurgiche di amputazione della mano. Alcuni soggetti amputati possono riprodurre fino a 11 movimenti della mano senza alcun allenamento precedente. Questo risultato mostra che per alcuni movimenti è possibile ottenere una accuratezza molto elevata tramite un opportuno allenamento del sistema di controllo piuttosto che del soggetto. Questa strategia potrebbe essere applicata in condizioni di vita reali per far sì che i soggetti amputati controllino una media di sei movimenti della protesi in modo naturale. Se necessario, un addestramento più lungo sia del paziente che del sistema dovrebbe migliorare ulteriormente i risultati. A conferma di questo, la maggior parte dei soggetti amputati ha riferito che alla fine della acquisizione percepivano una maggiore capacità di riprodurre i movimenti della mano.

L'utilizzo di altri sensori (come ad esempio accelerometri) insieme ai sensori elettromiografici può fortemente migliorare il riconoscimento dei movimenti in soggetti sani ed amputati. Questo fatto fornisce una linea guida per le future tecniche di controllo.

Diversi parametri clinici (tra cui la percentuale rimanente di avambraccio e l'intensità di sensazione di arto fantasma) sono legati alla capacità degli amputati di controllare i muscoli residui della mano. I soggetti con elevata sensazione di arto fantasma risulta-

no essere maggiormente in grado di controllare i muscoli residui della mano amputata rispetto ai soggetti con sensazione di arto fantasma poco evidente o nulla. Questo risultato può contribuire a migliorare la conoscenza della sindrome dell'arto fantasma, le cui origini non sono ancora completamente chiare. Le relazioni tra capacità di controllare i muscoli rimanenti della mano, la sensazione di arto fantasma, la percentuale rimanente di avambraccio e gli anni trascorsi dall'amputazione possono contribuire ad identificare delle linee guida chirurgiche per ottimizzare il controllo di protesi ad alta funzionalità. Le tecniche chirurgiche attuali potrebbero essere meglio integrate in futuro con protesi robotiche. L'integrazione con la protesi diventerebbe in questo modo il primo passo nel trattamento di un paziente con un braccio amputato, piuttosto che il passo finale. I risultati suggeriscono che i lembi muscolari verosimilmente potranno evolvere dall'essere una copertura tissutale finalizzata solo al sostegno della protesi, diventando invece una fonte altamente specifica e sofisticata di segnali elettromiografici per il controllo di protesi intelligenti della mano ("amputazione funzionale"). Tali procedure potrebbero essere efficaci come la TMR, pur essendo al contempo meno invasive, in particolare considerando l'effetto positivo del tempo sulle funzionalità muscolari. Un approccio di questo tipo potrebbe permettere ai pazienti di ottenere prestazioni migliori dalla protesi tramite un controllo più intuitivo di compiti complessi. Tale approccio potrebbe anche migliorare la situazione dei pazienti nei casi in cui ci siano limiti economici o di risorse riabilitative disponibili, permettendo un'assistenza riabilitativa adeguata dei pazienti anche nei casi in cui questa sia difficile (come ad esempio nei casi di fatica o dolore legati all'esercizio,

nei casi di scarsa partecipazione del paziente o nei casi di elevata presenza di dolore di arto fantasma).

È opportuno notare che il numero di soggetti inclusi in Ninapro è elevato in termini relativi rispetto agli altri studi del settore, ma non è elevato in senso assoluto. Per questo è opportuno che i risultati presentati siano discussi in studi futuri condotti su un numero maggiore di soggetti. Le implicazioni cliniche dei risultati presentati possono avere notevoli conseguenze in un prossimo futuro e hanno il potenziale di migliorare la qualità della vita e la prognosi dei pazienti, migliorando le capacità di riabilitazione offerte dalle moderne protesi.

## RINGRAZIAMENTI

Gli autori desiderano ringraziare i volontari che hanno partecipato a questo progetto. Questo lavoro è stato in parte sostenuto dal progetto Fondo Nazionale Svizzero Sinergia #132700 NinaPro.

## REFERENCES

- Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Trivison TG, Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med Rehabil*. Elsevier; 2008;89(3):422–9.
- Atzori M, Müller H. Control Capabilities of Myoelectric Robotic Prostheses by Hand Amputees: A Scientific Research and Market Overview. *Front Syst Neurosci* [Internet]. 2015;9(162). Available at: [http://www.frontiersin.org/systems\\_neuroscience/10.3389/fnsys.2015.00162/abstract](http://www.frontiersin.org/systems_neuroscience/10.3389/fnsys.2015.00162/abstract)
- Farina D, Jiang N, Rehbaum H, Holobar A, Graimann B, Dietl H, Aszmann OC. The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: emerging avenues and challenges. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2014 Jul;22(4):797-809.
- Atkins DJ, Heard DCY, Donovan WH. Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities. *J Prosthetics Orthot*. 1996;8(1):2–11.
- Peerdeman B, Boere D, Witteveen H, Huis in 't Veld RH, Hermens H, Stramigioli S, et al. Myoelectric forearm prostheses: state of the art from a user-centered perspective. *J Rehabil Res Dev*. 2011; 48(6):719–38.
- Atzori M, Gijsberts A, Müller H, Caputo B. Classification of hand movements in amputated subjects by sEMG and accelerometers. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2014. p. 63.
- Gijsberts A, Atzori M, Castellini C, Muller H, Caputo B. Movement error rate for evaluation of machine learning methods for sEMG-based hand movement classification. *IEEE Trans neural Syst Rehabil Eng*. 2014;22(4):735–44.
- Markovic M, Dosen S, Cipriani C, Popovic D, Farina D. Stereovision and augmented reality for closed-loop control of grasping in hand prostheses. *J Neural Eng*. 2014 Aug;11(4):046001.
- Atzori M, Gijsberts A, Castellini C, Caputo B, Hager A-GM, Elsig S, et al. Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses. *Sci Data*. Nature Publishing Group; 2014;1:140053.
- Kuiken TA, Li G, Lock BA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, Englehart K.. Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *JAMA*. 2009 Feb 11; 301(6): 619–628.
- Aszmann OC, Roche AD, Salminger S, Paternostro-Sluga T, Hecceg M, Sturma A, et al. Bionic reconstruction to restore hand function after brachial plexus injury: a case series of three patients. *Lancet*. Elsevier; 2015;385(9983):2183–9.
- Raspopovic S, Capogrosso M, Petrini FM, Bonizzato M, Rigosa J, Di Pino G, et al.

- Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses. *Sci Transl Med.* 2014 Feb 5;6(222):222ra19.
13. Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C. Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand). *Am J Ind Med.* 1996;29(6):602–8.
  14. Von Korff M, Ormel J, Keefe FJ, Dworkin SF. Grading the severity of chronic pain. *Pain.* 1992 Aug;50(2):133–49.
  15. Atzori M, Gijsberts A, Kuzborskij I, Elsig S, Mittaz Hager A-G, Deriaz O, et al. Characterization of a benchmark database for myoelectric movement classification. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 23, no. 1, jan 2015.
  16. Atzori M, Gijsberts A, Castellini C, Caputo B, Mittaz Hager A-G, Elsig S, et al. Effect of clinical parameters on the control of myoelectric robotic prosthetic hands. *J Rehabil Res Dev.* 2016;53(3):345–58.
  17. Englehart K, Hudgins B. A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2003Jul; 50(7):848–54.
  18. Cipriani C, Antfolk C, Controzzi M, Lundborg G, Rosen B, Carrozza MC, et al. Online myoelectric control of a dexterous hand prosthesis by transradial amputees. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2011 Jun;19(3):260–70.
  19. Kooijman CM, Dijkstra PU, Geertzen JHB, Elzinga A, van der Schans CP. Phantom pain and phantom sensations in upper limb amputees: an epidemiological study. *Pain.* Elsevier; 2000 Jul;87(1):33–41.
  20. Sherman RA, Sherman CJ, Parker L. Chronic phantom and stump pain among American veterans: results of a survey. *Pain.* 1984 Jan;18(1):83–95.
  21. Schady W, Braune S, Watson S, Torebjörk HE, Schmidt R. Responsiveness of the somatosensory system after nerve injury and amputation in the human hand. *Ann Neurol.* 1994 Jul; 36(1):68–75.
  22. Schwenkreis P, Witscher K, Janssen F, Plegger B, Dertwinkel R, Zenz M, et al. Assessment of reorganization in the sensorimotor cortex after upper limb amputation. *Clin Neurophysiol.* 2001 Apr;112(4):627–35.