



L'INGRESSO  
DELL'OSTEOPATA  
NEL SISTEMA  
SANITARIO NAZIONALE

Identità, ruolo e prospettive d'integrazione

11° CONGRESSO  
NAZIONALE ROI

15-16-17  
MAGGIO 2026  
ROMA

**Michele J. Pisanu**

Un Approccio alla misurazione strumentale in  
Osteopatia



# Introduzione

Questo progetto si occupa della creazione un modello facilmente riproducibile, preciso ed accurato per permettere di quantificare la pressione del tatto.

- 1) creare un modello facilmente riproducibile
- 2) creare un sistema di validazione
- 3) accertarsi che la misurazione sia ottimale



# Il Progetto di Misurazione

---

## Descrizione del Procedimento

# Misurazione delle pressioni in osteopatia

## COSA VUOL DIRE MISURARE?

TROVARE UN GRANDEZZA: TROVARE UNA PROPRIETÀ VALUTABILE SECONDO DEFINITE DIMENSIONI IN UN DETERMINATO CONTESTO (Vocabolario Internazionale di Metrologia )

## SERVE MISURARE NEL NOSTRO CAMPO?

ABBIAMO DIVERSE PROPRIETÀ CHE DURANTE LA VALUTAZIONE ESEGUIAMO, LA DENSITÀ' DEI TESSUTI, IL RANGE OF MOTION, L'ASIMMETRIA, (TART), TENDERNESS

# PERCHÉ E' DIFFICILE MISURARE QUESTI PARAMETRI?

## PRIMA IPOTESI

Cosa stiamo cercando sfugge totalmente alla nostra possibilità di compiere una misura.

## SECONDA IPOTESI

Non abbiamo strumentazione tecnologica per farlo.

## TERZA IPOTESI

la costruzione degli strumenti adeguati alle nostre richieste.

## alcuni studi di settore

<b>Autore / Ricercatore</b>	<b>Strumento / Tecnologia</b>	<b>Parametro Misurato</b>	<b>Obiettivo della Ricerca</b>
<b>H. Kasparian</b>	Sensori di forza / Robotica	Compliance (Cedevolezza) tissutale	validare la capacità interoperatore
<b>F. Cerritelli</b>	fMRI / EEG	Connettività funzionale cerebrale(fRMN)	Dimostrare l'effetto neurobiologico e interocettivo del tocco.
<b>B. Degenhardt</b>	Motion Capture 3D	Spostamento spaziale dei segmenti	Validare l'affidabilità e la riproducibilità delle tecniche manuali.

## alcuni studi di settore

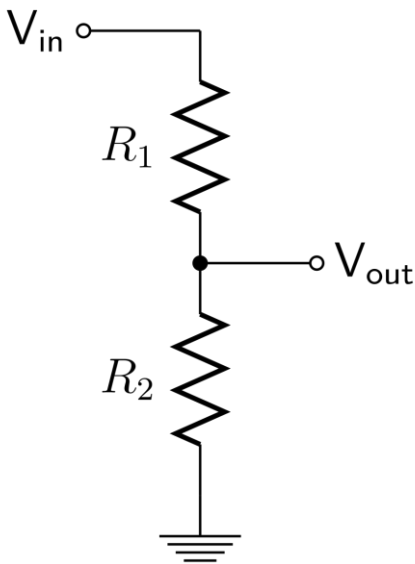
<b>Autore / Ricercatore</b>	<b>Strumento / Tecnologia</b>	<b>Parametro Misurato</b>	<b>Obiettivo della Ricerca</b>
<b>A. Bergna /vismara</b>	gait analysis/motion capture	Affidabilità inter-operatore	Validare che due osteopati "sentano" la stessa cosa.
<b>H. Kasparian</b>	Robotica e Sensori Force-Torque	Rigidità tissutale (N/mm)	Dimostrare che la "barriera" tissutale è un dato fisico.
<b>Dal Farra</b>	Stabilità del cammino e sensori IMU (inerziali)	affidabilità intraoperatore	Validare che due osteopati "sentano" la stessa cosa.

# Alcuni studi di settore

<b>Autore / Ricercatore</b>	<b>Strumento / Tecnologia</b>	<b>Parametro Misurato</b>	<b>Obiettivo della Ricerca</b>
<b>P-M. Dugailly</b>	sensori di pressione elettronici ultrasottili	Pressione(N/cm <sup>2</sup> )	Misurare oggettivamente il rilascio dopo tecniche miofasciali.
<b>T. Stefanelli</b>	Sensori di pressione film-layer	forza applicata	Quantificare la pressione durante il trattamento cranio-sacrale.
<b>H. King</b>	Laser Doppler Flowmetry	Perfusione microcircolatoria	Verificare l'impatto del tocco sui ritmi biologici e fluidici.
<b>J. Esteves</b>	Test Psicofisici / fMRI	Soglia di percezione tattile	Studiare il legame tra tocco affettivo e sistema nervoso.

# Come funziona la strumentazione di misura

1) misura una forza come differenza di voltaggio

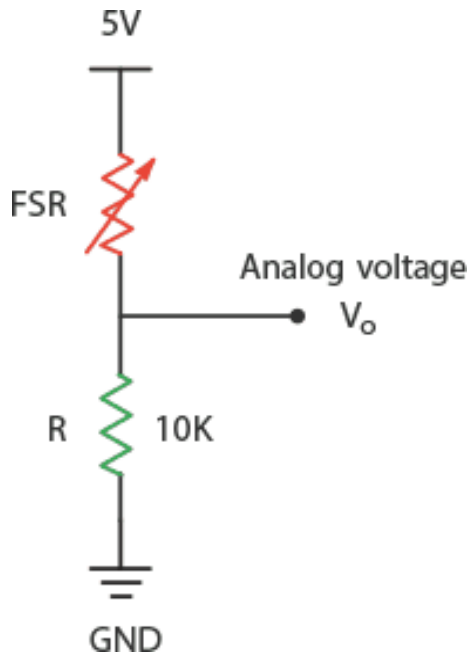


$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_{in}$$

By Krishnavedala - Own work, CC0

# Come funziona la strumentazione di misura

differenza di voltaggio

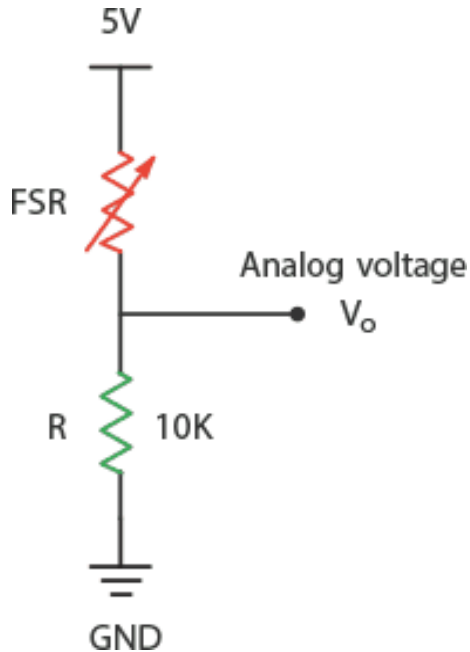


$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_{in}$$

$R_1 = \text{FRS}$

# Come funziona la strumentazione di misura

differenza di voltaggio

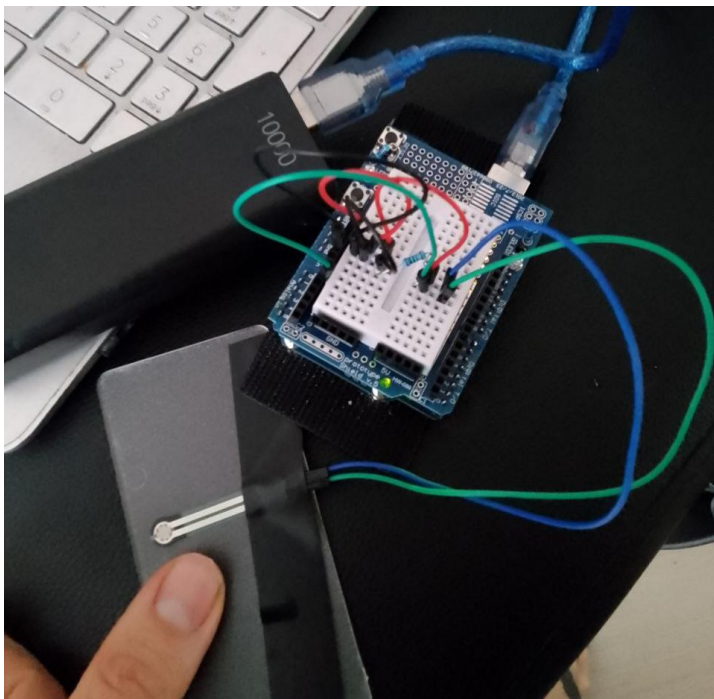


$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_{in}$$

$R_1 = \text{FRS}$

Quando FRS si avvicina allo zero la corrente è circa quella del voltaggio in entrata (5 volts)

# Come funziona la strumentazione di misura



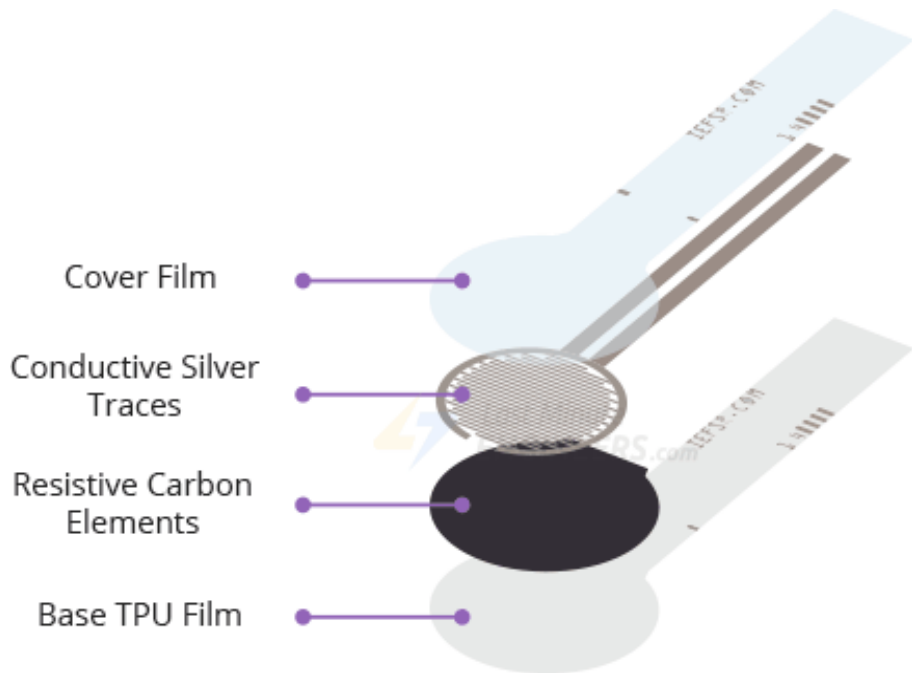
$$V_{\text{out}} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_{\text{in}}$$

$$M = 2^n$$

Conversione volts in lettura analogica

# Come funziona la strumentazione di misura

## Force resistance Sensor



by Paredes-Madrid et al

**VFSR**=volts finali

**Vbulk**= tunneling voltage

**VRC**=voltage drop

$$VFSR=2VRC+Vbulk$$

(no comprehensive model is capable of predicting all the non-linearities observed in force-sensing resistors)

# Come funziona la strumentazione di misura

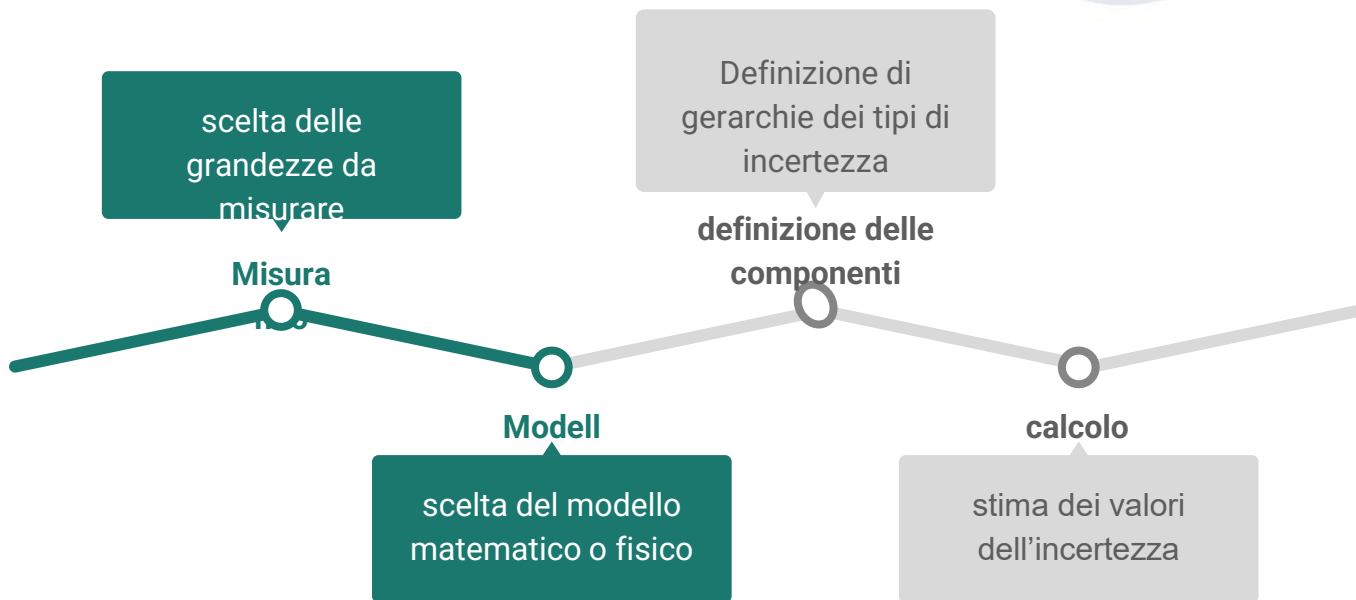
		Processo	output	Descrizione
1	<b>Circuito</b>	Voltage divider	volts	$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_{in}$
2	<b>Controller</b>	Lettura Analogica	sequenza numerica	$M = 2^m$
3	<b>Software</b>	funzione mapping	Volts ohm	$f: X \rightarrow Y$
4	<b>Cella di Carico</b>	Calibrazione	Newton	$Y = \beta_0 + \beta_1 X + \epsilon$

# Misura dell'incertezza

Una delle cose più importanti da misurare è l'incertezza della misura, Ovvero “l'intorno” del valore misurato, e quanto la nostra misurazione è “libera” di muoversi dal valore reale. corrisponde a diverse misurazioni ma nel complesso è il concetto di stima di un valore.

- Incertezza composta: è il totale dell'errore sistematico che possiamo calcolare ad esempio lo scarto quadratico medio
- incertezza estensiva: deriva dall'incertezza composta moltiplicata per un numero che ricade negli intervalli di confidenza

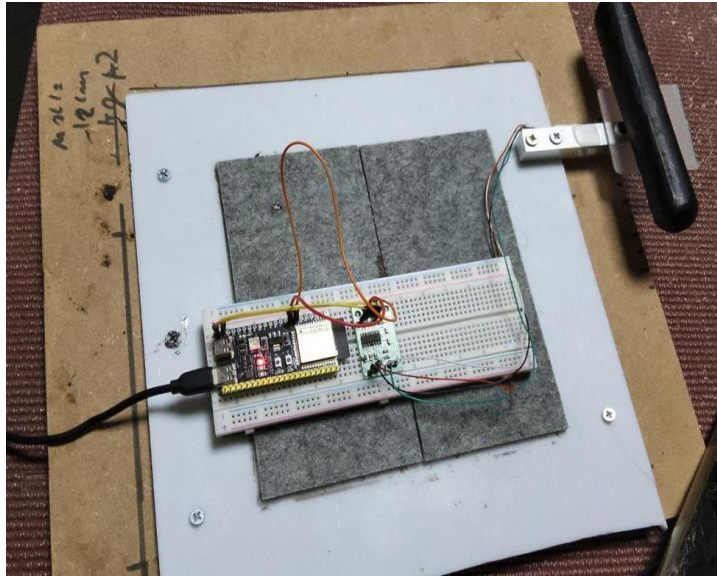
# Misura dell'incertezza



# Incertezza

		Processo	incertezza
1	<b>Circuito</b>	Voltage divider	output del voltaggio
2	<b>Controller</b>	Lettura Analogica	frequenza di campionamento
3	<b>Software</b>	funzione mapping	Non rilevante
4	<b>Cella di Carico</b>	Calibrazione	Newtons misurati

# Prima cella di carico



## Seconda cella di carico



# Differenze con i nostri recettori Cellulari

Recettore & Tipo di Fibra	Tipo di Adattamento	Soglia Meccanica d'Attivazione	Frequenza di Stimolo Ottimale (Vibrazione/Stiramento)	Frequenza Massima di Scarica Sincrona (Potenziali d'Azione)	Ruolo Funzionale Specifico
<b>Corpuscoli di Meissner</b>  <i>(Cute - Fibra Aβ)</i>	<b>RA I</b>  (Rapido adattamento)	<b>~0.58 mN</b>  (Spostamento: 4–10 μm)	5 – 50 Hz	~100 – 200 Hz	Rilevazione dello scivolamento degli oggetti, controllo della presa (grip).
<b>Corpuscoli di Pacini</b>  <i>(Sottocute - Fibra Aβ)</i>	<b>RA II</b>  (Rapido adattamento)	<b>~0.1 mN</b>  (Spostamento: < 1 μm)	40 – 400 Hz ( <i>Picco a 250 Hz</i> )	~500 – 800 Hz ( <i>Seguono lo stimolo 1:1</i> )	Vibrazioni ad alta frequenza, percezione dell'uso di strumenti

Recettore & Tipo di Fibra	Tipo di Adattamento	Soglia Meccanica d'Attivazione	Frequenza di Stimolo Ottimale (Vibrazione/Stiramento)	Frequenza Massima di Scarica Sincrona (Potenziali d'Azione)	Ruolo Funzionale Specifico
<b>Corpuscoli di Ruffini</b>  <i>(Derma/Fasce - Fibra A<math>\beta</math>)</i>	<b>SA II</b>  (Lento adattamento)	<b>~5 – 10 mN</b>  (Molto sensibili allo stiramento)	Risposta tonica statica	<b>~30 – 80 Hz</b> <i>(Scarica continua e regolare)</i>	Percezione dello stiramento cutaneo e della posizione delle dita/articolazioni.
<b>Fusi Neuromuscolari</b>  <i>(Fibre Intrafusali - Afferenze Ia)</i>	<b>Dinamico</b>  (Rapido adattamento)	<b>&lt; 5 – 10 <math>\mu</math>m</b>  (Estremamente sensibili)	Sensibili alla <i>velocità</i> di stiramento ( $V > 1$ mm/s)	<b>Up to 500 Hz</b> <i>(Durante uno stiramento rapido)</i>	Monitoraggio della velocità di allungamento muscolare (riflesso miotatico).

Recettore & Tipo di Fibra	Tipo di Adattamento	Soglia Meccanica d'Attivazione	Frequenza di Stimolo Ottimale (Vibrazione/Stiramento)	Frequenza Massima di Scarica Sincrona (Potenziali d'Azione)	Ruolo Funzionale Specifico
<b>Fusi Neuromuscolari</b>  <i>(Fibre Intrafusali - Afferenze II)</i>	<b>Statico</b>  (Lento adattamento)	Sensibili alla <i>lunghezza assoluta</i>	Risposta tonica proporzionale alla lunghezza	<b>~50 – 100 Hz</b> <i>(Scarica tonica proporzionale)</i>	Monitoraggio della lunghezza muscolare costante (propriocezione posturale).
<b>Organi Tendinei del Golgi</b>  <i>(Giunzioni Mio-tendinee - Ib)</i>	<b>SA</b>  (Lento adattamento)	< <b>0.1 mN</b> per singola fibra motrice <i>(In contrazione attiva)</i>	Sensibili alla tensione attiva muscolare	<b>~100 – 200 Hz</b> <i>(Proporzionale al carico applicato)</i>	Monitoraggio della forza contrattile e protezione dal sovraccarico.

Recettore & Tipo di Fibra	Tipo di Adattamento	Soglia Meccanica d'Attivazione	Frequenza di Stimolo Ottimale (Vibrazione/Stiramento)	Frequenza Massima di Scarica Sincrona (Potenziali d'Azione)	Ruolo Funzionale Specifico
<b>Recettori Interstiziali</b>  <i>(Fasce/Tessuto Connettivo - Fibre III e IV)</i>	<b>Polimodali</b>  (Lento adattamento)	<b>Variabile:</b>  Da pressioni leggere (~5 mN) a nocicettive (>50 mN)	Risposta tonica a stimoli prolungati (pressione manuale)	<b>~5 – 30 Hz</b> <i>(Scarica lenta e prolungata)</i>	Regolazione del tono basale della fascia, vasoliquidità locale, interocezione.

# Note aggiuntive sui recettori

**Il paradosso della soglia di forza vs spostamento:** Nella cute glabra (es. i polpastrelli), un corpuscolo di Pacini può attivarsi anche solo con un'accelerazione o uno spostamento della pelle inferiore a un micrometro. Tuttavia, se la forza viene applicata in modo estremamente lento (bassa frequenza), il Pacini non scarica affatto a causa del suo involucro stratificato che dissipa l'energia.

**Frequenza di stimolo vs Frequenza di scarica:** Per i recettori a rapido adattamento (Pacini e Meissner), esiste il fenomeno del *fissaggio di fase* (phase-locking): se stimolati con una vibrazione a 200 Hz, generano esattamente 1 potenziale d'azione per ogni ciclo di vibrazione, scaricando quindi a 200 Hz. Se lo stimolo sale a 400 Hz, il corpuscolo di Pacini può seguirlo fino al suo limite refrattario assoluto (solitamente intorno ai 500-800 Hz).

**Il comportamento dei canali Piezo2:** A livello molecolare, l'apertura dei canali Piezo2 (che guidano la risposta dei dischi di Merkel e dei fusi neuromuscolari) risponde a sollecitazioni meccaniche nell'ordine dei **picoNewton (pN)** per singolo canale. La sommatoria di queste micro-aperture genera le soglie in milliNewton (mN) misurate a livello macroscopico sull'intero recettore.

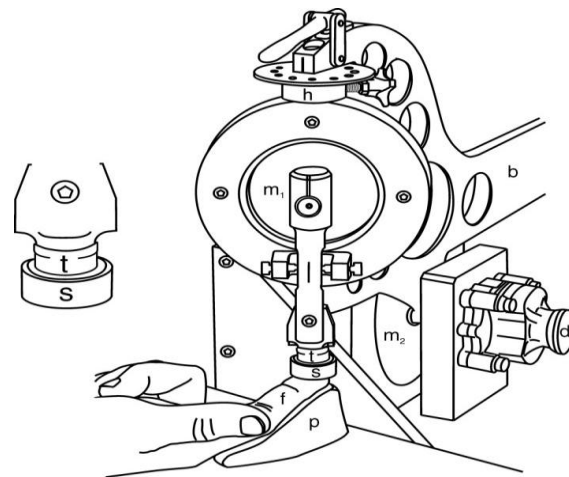
# Correlazione con la capacità percettiva umana

## JND(Just Noticeable difference)

La capacità del terapeuta di discriminare la forza, spesso misurata attraverso la **Frazione di Weber** (JND o *Just Noticeable Difference*), questa differenza è approssimabile proporzionalmente.

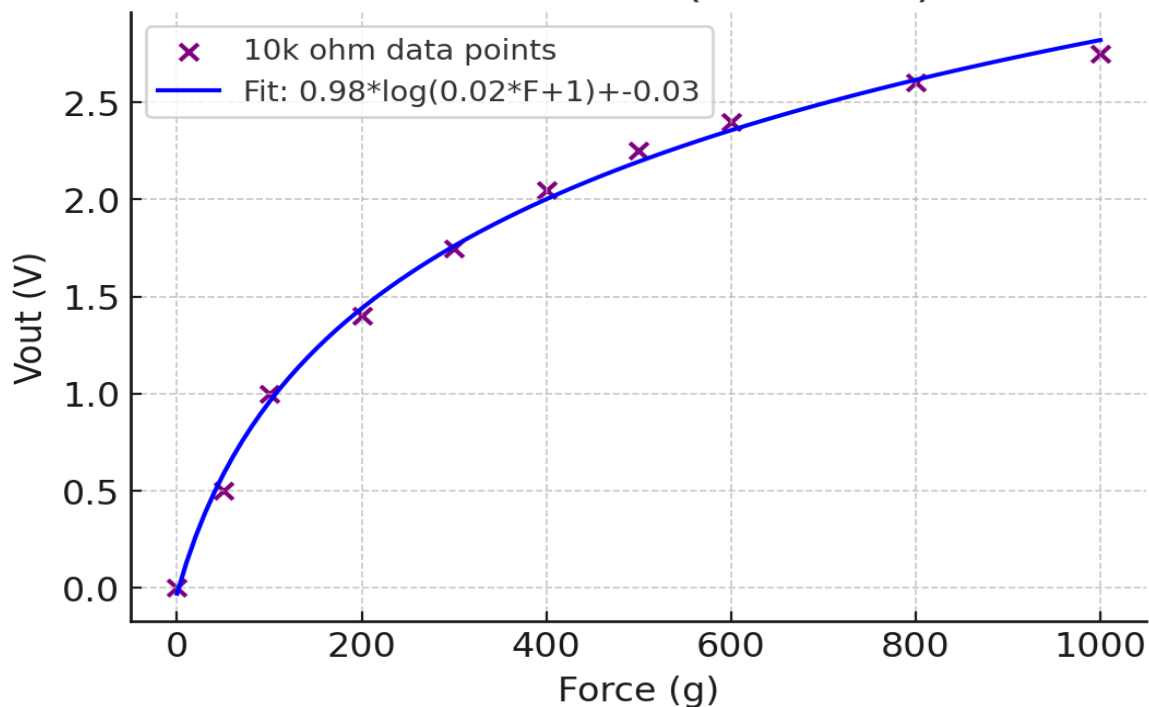
**Wheat (2004)** ha stabilito che la soglia di discriminazione umana alla pressione applicata sul dito (Weber fraction) è circa del **16%**.

$$dp = \alpha \frac{dS}{S} \quad \alpha=0.16$$

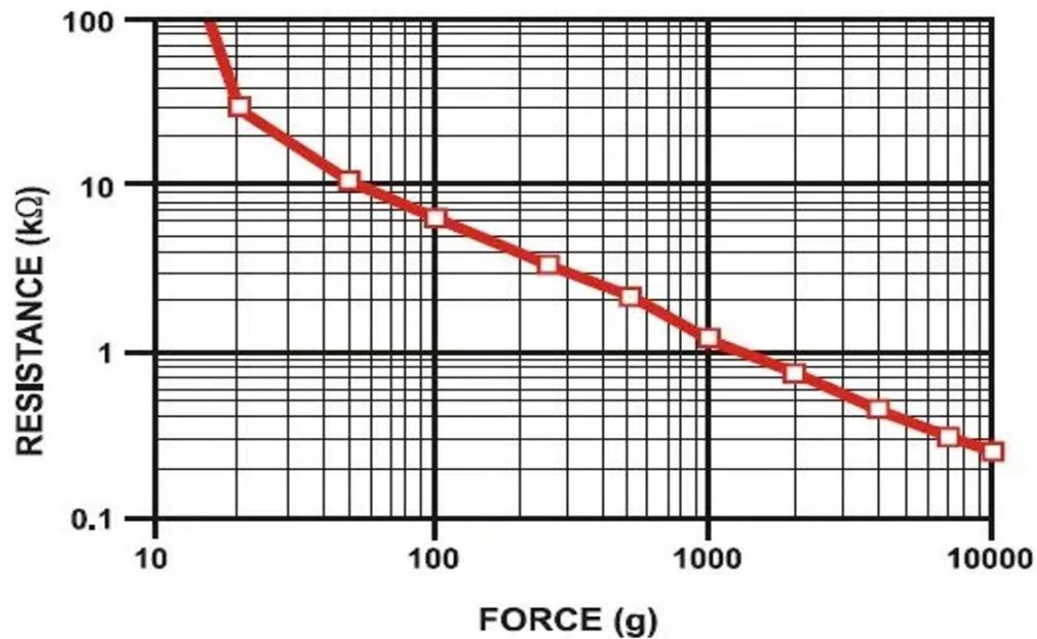


# Scelta del tipo di funzione ed algoritmo

Vout vs Force (10k ohm)

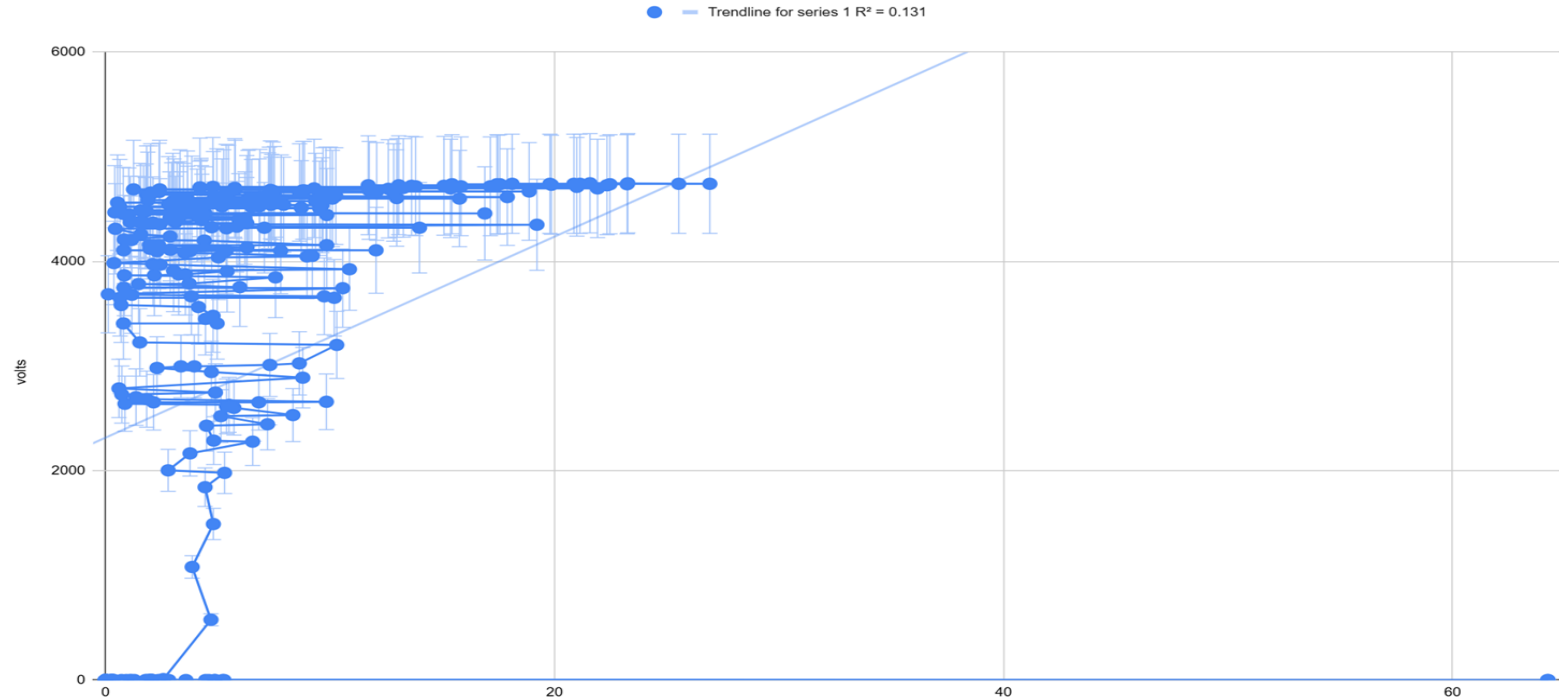


# Comparazione con la copertura del sensore



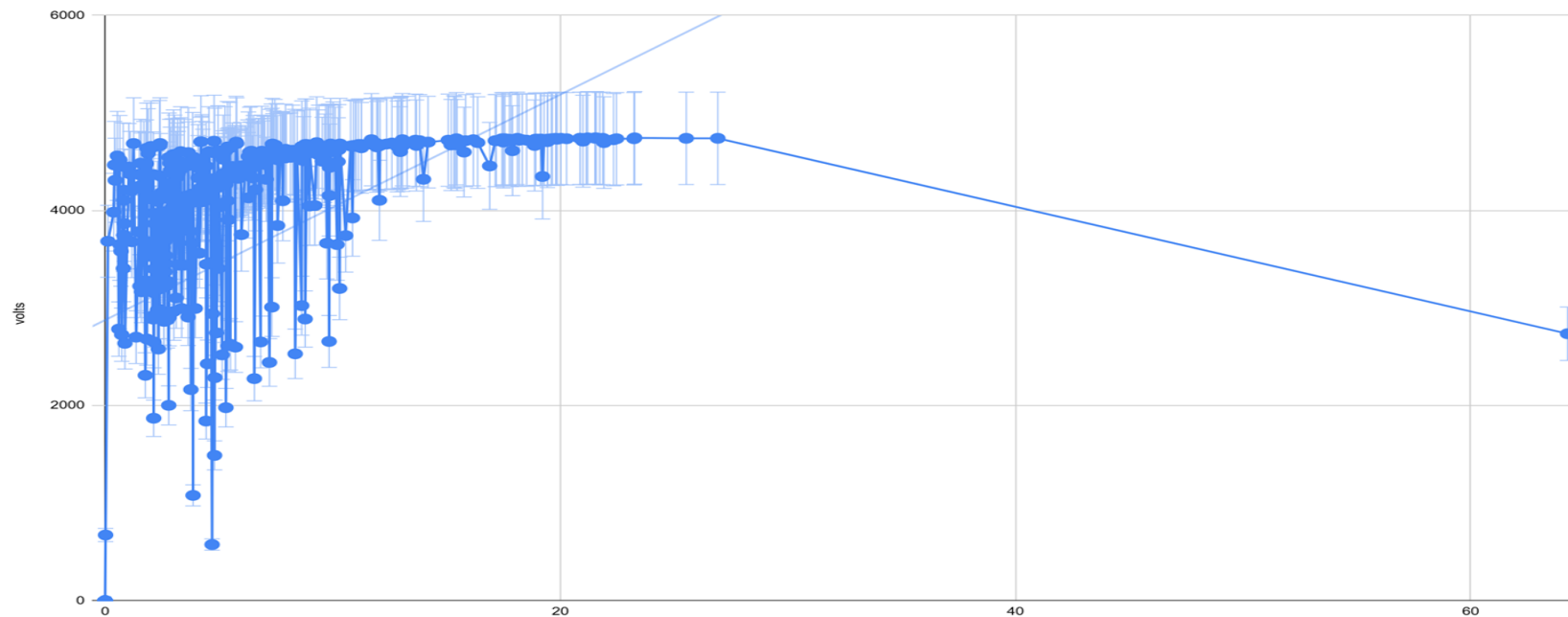
# Primo campionamento

cella newton\_kg



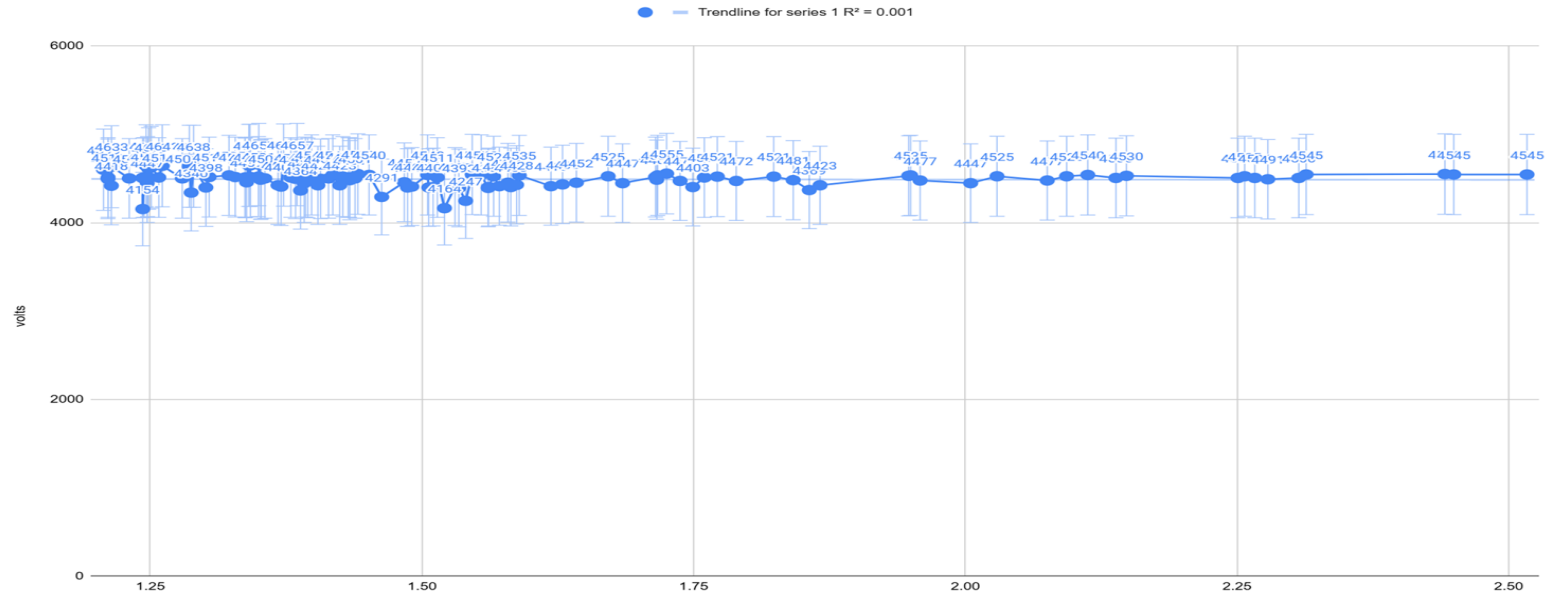
# Secondo campionamento

cella newton\_kg



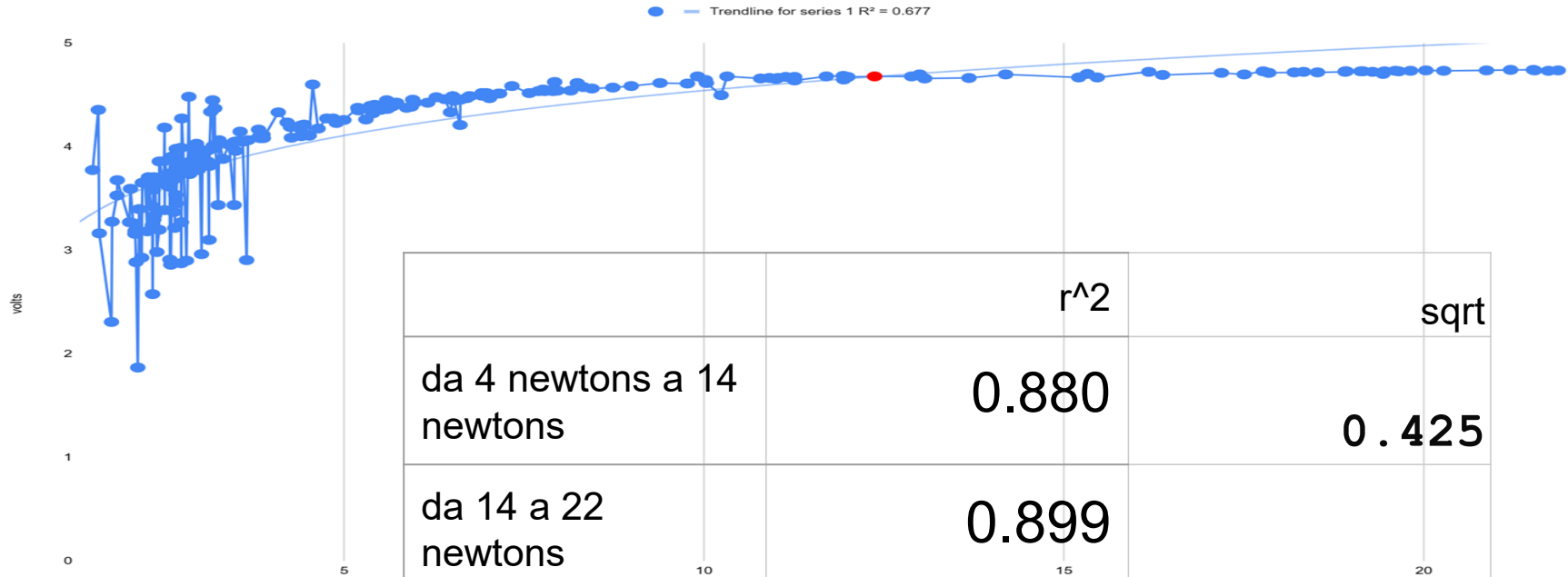
# Terzo Campionamento

cella newton\_kg





# Gli attuali valori



	$r^2$	sqrt
da 4 newtons a 14 newtons	0.880	0.425
da 14 a 22 newtons	0.899	1.223

# Rispetto alla JND

Il comportamento del sensore è stato diviso in due macro-funzioni che ricalcano la risposta biomeccanica del tessuto muscolare sotto pressione:

## Range (4.7 - 13.0 N)

- **Modello:** Power Law  $F = a * V^b + c$
- **Coefficiente di determinazione  $R^2$ :** 0.899
- **Errore Quadratico Medio (RMSE):** 0.42 N

# Rispetto alla JND

Il comportamento del sensore è stato diviso in due macro-funzioni che ricalcano la risposta biomeccanica del tessuto muscolare sotto pressione:

**Range (13.1 – 22.0 N)**

- **Modello:** Power Law ( $F = a * V^b$ )
- **Coefficiente di determinazione ( $R^2$ ):** 0.899
- **Errore Quadratico Medio (RMSE):** 1.30 N

# Rispetto alla JND

La capacità del pollice/indice umano di discriminare una variazione di forza pressoria non è assoluta, ma dipende dall'intensità della forza già applicata. Segue la **Legge di Weber**:

$$\Delta F = K * F$$

Dove:

- F = è la forza iniziale applicata (N).
- $\Delta F$  = è la variazione minima di forza che l'operatore riesce a percepire (la JND).
- K è la costante di Weber per la pressione digitale, che in letteratura biomeccanica e psicofisica per forze inferiori a 20 N è stimata tra **0.05 e 0.10** (ovvero il 5% - 10%).

# Rispetto alla JND

$\Delta F$  calcolata usando la stima più conservativa del settore ( $K = 0.08$ , cioè l'8% di sensibilità).

## Es. $F = 9 \text{ N}$

- **JND:**  $\Delta F = 0.08 * 9 \text{ N} = 0.72$
- **Errore Sensore (RMSE):** circa 0.42
- **Esito:** Il sensore ha un'incertezza inferiore alla soglia di percezione umana ( $\text{RMSE} < \Delta F$ ). Significa che lo strumento è in grado di oggettivare variazioni di tono minori di quanto la percezione umana riesce.

# Rispetto alla JND

$\Delta F$  calcolata usando la stima più conservativa del settore ( $K = 0.08$ , cioè l'8% di sensibilità).

**Es  $F = 16 \text{ N}$**

- **JND Umana:**  $\Delta F = 0.08 * 16 \text{ N} = 1.28$
- **Errore Sensore (RMSE):** 1.30
- **Esito:** A carichi elevati l'errore del sensore pareggia quasi perfettamente la JND umana

# Rispetto alla JND

Yuan-Cheng Fung, considerato il padre della biomeccanica moderna.

*Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues.*

- **nel capitolo 7** Fung introduce il concetto di **quasi-linear viscoelasticity (QLV)**: i muscoli non siano semplici elastici, ma materiali complessi che rispondono alla pressione e alla trazione in modo tempo-dipendente e non lineare in certe deformazioni sotto determinate forze

# Cosa riesce a misurare la strumentazione?

## Toe Region (Zona di transizione/assestamento):

- **Meccanica:** In questa fase, le fibre di collagene ed elastina che compongono la fascia muscolare (epimisio/perimisio), normalmente "ondulate" (*crimped*), si distendono + tessuti sottocutanei.
- **Descrizione:** Il rapporto non è lineare; piccoli incrementi di forza ( **2-5 N** ) producono grandi deformazioni. Il modulo di Young è molto basso ovvero il rapporto tra pressione e deformazione.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\sigma}{\lambda - 1}$$

## Linear Region (Zona Elastica):

- **Meccanica:** Una volta che le fibre sono tese, il tessuto risponde in modo uniforme. Qui il muscolo si comporta come una molla ideale.
- **descrizione:** Segue la Legge di Hooke. È in questa zona (dai **10 N ai 23 N** ) è possibile calcolare una rigidità costante e affidabile.

$$\mathbf{F} = -k_E \cdot \Delta l \cdot \hat{\mathbf{x}}$$

# Ipotesi

In osteopatia, la "barriera" è il punto in cui il tessuto oppone resistenza.

- **Toe Region = Fase di Ingaggio:** La resistenza è minima. Se il sensore FRS segna tra 2 N e 5 N, sta misurando la qualità del tessuto superficiale.
- **Linear Region = Barriera Elastica(?):** tra i 10-23 N il sensore misura zone più profonde dei tessuti muscolari.
- **Ipotesi:** Un tessuto disfunzionale" presenterà una curva che entra nella zona lineare molto prima e con una pendenza (stiffness) molto più ripida rispetto al tessuto non disfunzionale.

# Cosa riesce quindi a misurare la strumentazione?

## Limitazioni:

- sotto i 4 N dare letture affidabili è complesso ma sappiamo che stiamo operando sotto quelle forze.
- difficoltà a misurare per un indice di massa grassa sottocutanea superiore al 18% del peso totale del soggetto su diverse aree, data la deformazione non lineare.
- L'economicità delle componenti rendono una vita breve del dispositivo, la dispersione del segnale e la capacità di calcolo del microcontrollore(arduino) sono limitanti.



**L'INGRESSO  
DELL'OSTEOPATA  
NEL SISTEMA  
SANITARIO NAZIONALE**

Identità, ruolo e prospettive d'integrazione

**11° CONGRESSO  
NAZIONALE ROI**

**15-16-17  
MAGGIO 2026  
ROMA**