

Elettrostimolatori

Comprensione dei segnali

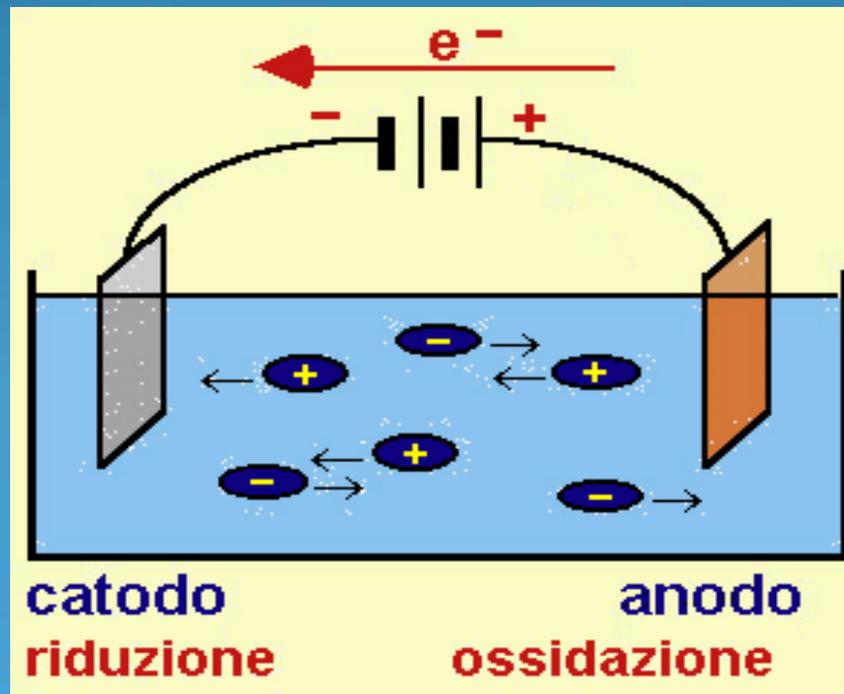
www.fisiokinesiterapia.biz

ANODO

- Nei dispositivi elettronici, l'anodo è il polo positivo.

CATODO

- Nei dispositivi elettronici il catodo è il polo negativo.



Definizioni

Corrente elettrica: spostamento cariche in conduttore via forza elettromotrice;

Parametri: Intensità (**Ampere**), resistenza (**Ohm**), forza elettromotrice o differenza di potenziale (**Volt**);

Prima legge di Ohm: l'intensità della corrente elettrica è direttamente proporzionale alla forza e.m. e inversamente proporzionale alla resistenza (formula **$I=V/R$**);

Intensità: espressa in **mah (milliampere)**, indica la quantità di corrente erogata agli elettrodi;

Si distingue se espressa in intensità **totale o per cm²**. Molto **difficilmente** si andrà **sopra il milliampere per cm²** di elettrodo (**rischio lesioni, stimolazione dolorosa**).

Particolare esposizione a lesioni dei culturisti e degli atleti.

Tempo attivo: il tempo in cui la differenza di potenziale è diversa da zero. Si indica con **t-on**.

Pausa: tempo che intercorre fra **due tempi attivi**.

Frequenza: espressa in **Hz**, indica in numero di tempi attivi al secondo (numero di oscillazioni – cicli al secondo)

Forma del segnale: rappresenta graficamente le oscillazioni di intensità (in ordinata), **rispetto alla linea isoelettrica** (ascissa) nel tempo.

Periodo: Somma del tempo attivo e della pausa interna del segnale. Rappresenta il **singolo impulso** somministrato al paziente.

Treno: indica la durata della somministrazione dell'impulso. Un treno di **10 secondi** formato da **impulsi di 50ms** starà a significare che **si sarà dato 200 volte il singolo impulso**. Viene fatto seguire, di solito ma non necessariamente, da una pausa di durata variabile per permettere **il ristoro elettrofisiologico** delle fibre interessate dalla stimolazione.

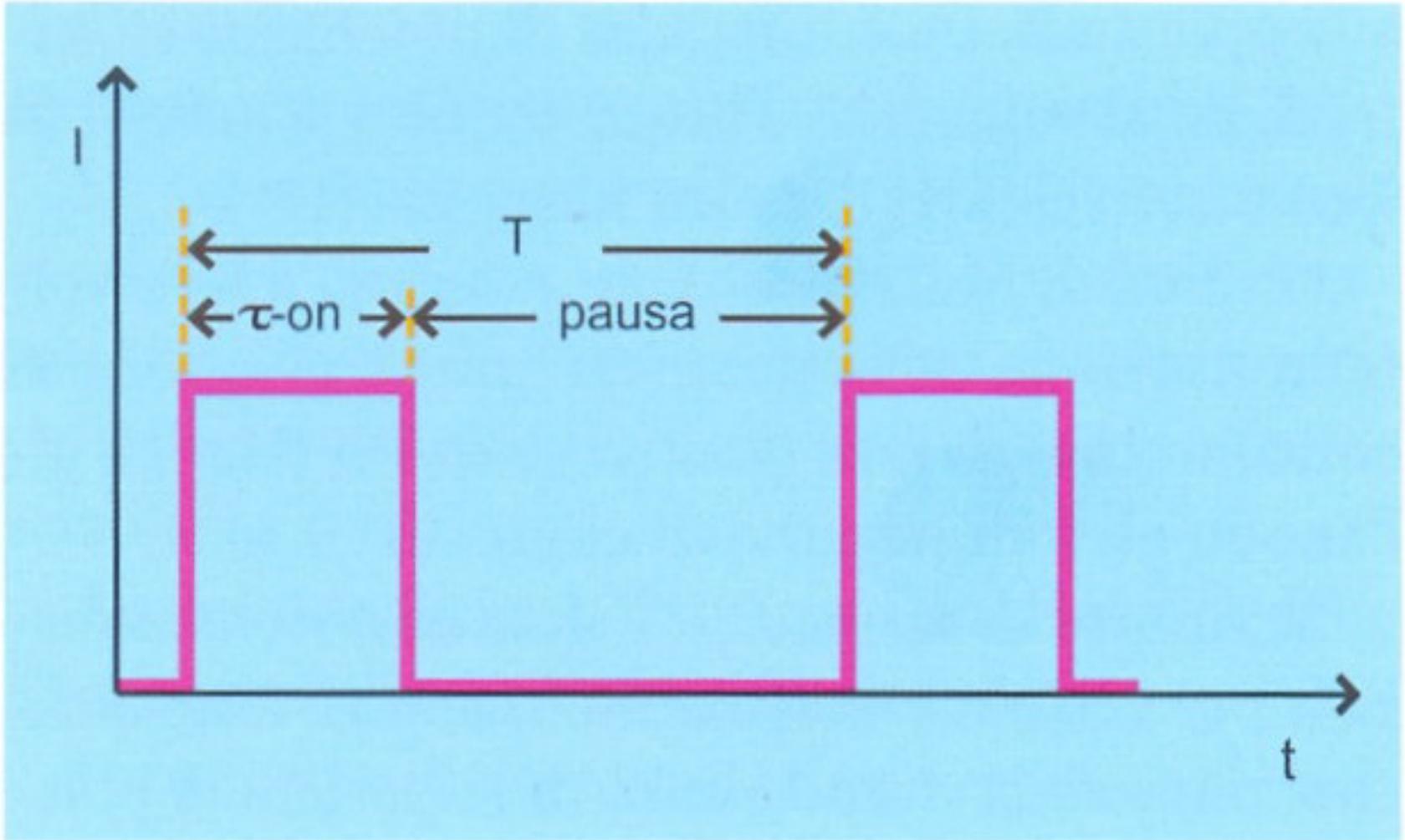
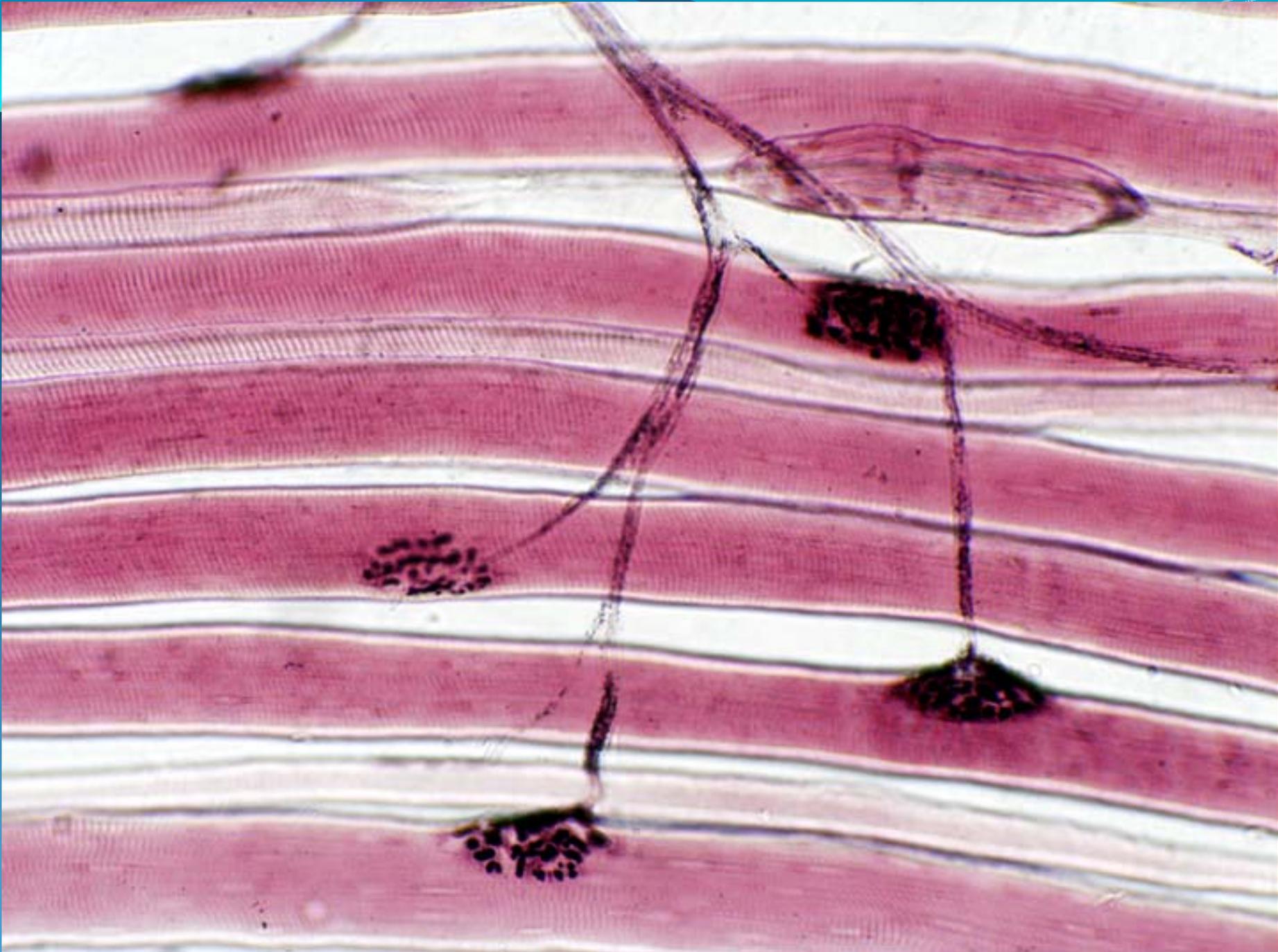


Fig. 6.1 – Parametri morfologici del segnale elettrico. Tempo attivo ($\tau\text{-on}$), pausa e periodo (T).



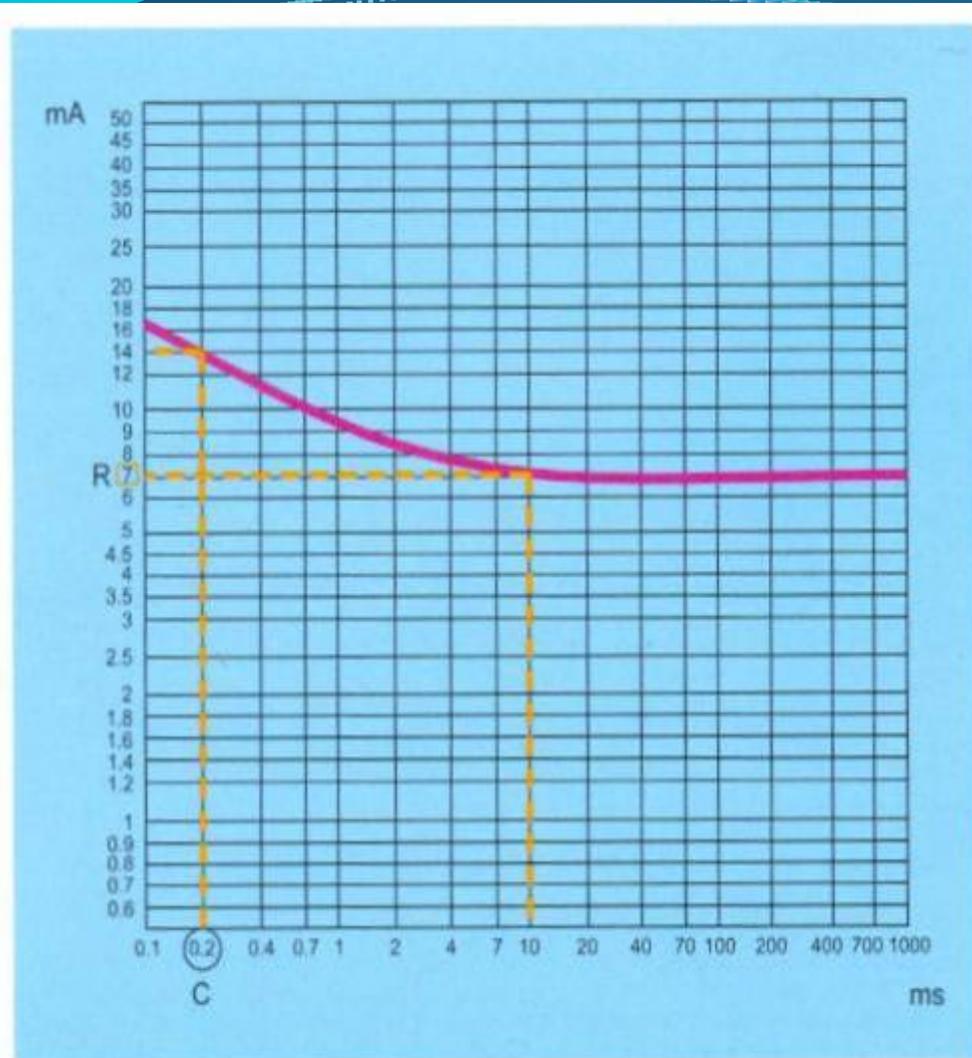


Fig. 6.4 – Curva I/T di una fibra muscolare innervata. Reobase (R) = 7 mA; Cronassia (C) = 0,2 ms.

Reobase: Intensità minima con cui uno stimolo elettrico, di durata fra 100ms e 1000ms, determina contrazione muscolare.

Cronassia: tempo minimo con cui uno stimolo elettrico, di intensità doppia rispetto alla reobase, determina la contrazione muscolare.

Accomodazione: esprime l'adattabilità delle fibre eccitabili ad uno stimolo elettrico

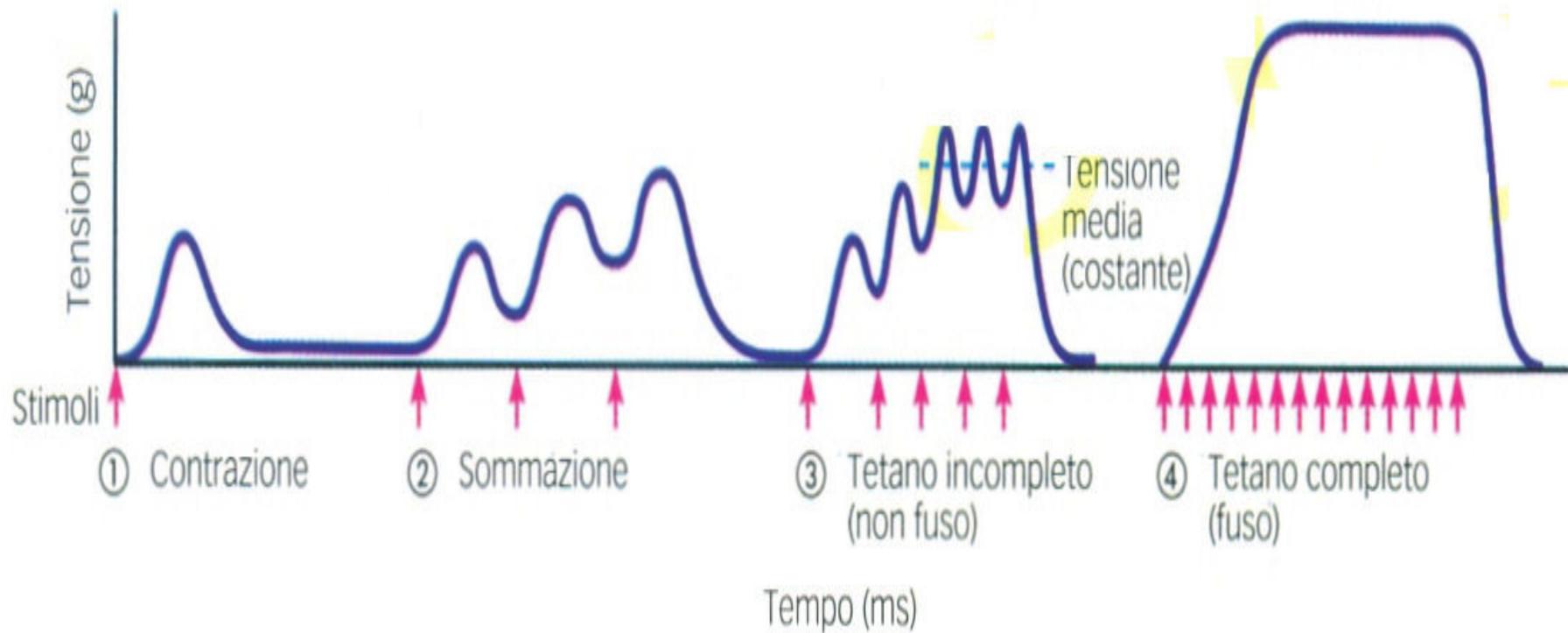


FIGURA 11.15 Gli effetti dell'alta frequenza di stimolazione: somministrazione e tetano. In risposta ad una stimolazione ripetitiva dove gli stimoli (freccette) si susseguono ravvicinati nel tempo, le scosse muscolari si sovrappongono e si sommano. Aumentando la frequenza di stimolazione, la tensione di ciascuna scossa aumenta progressivamente fino a che il muscolo raggiunge il tetano incompleto che è caratterizzato da un plateau costituito da singoli picchi ancora distinguibili gli uni dagli altri. Aumentando ancora la frequenza di stimolazione, si induce il tetano completo dove la forza aumenta rapidamente e in maniera omogenea fino a raggiungere un plateau in cui le singole scosse non sono più distinguibili.

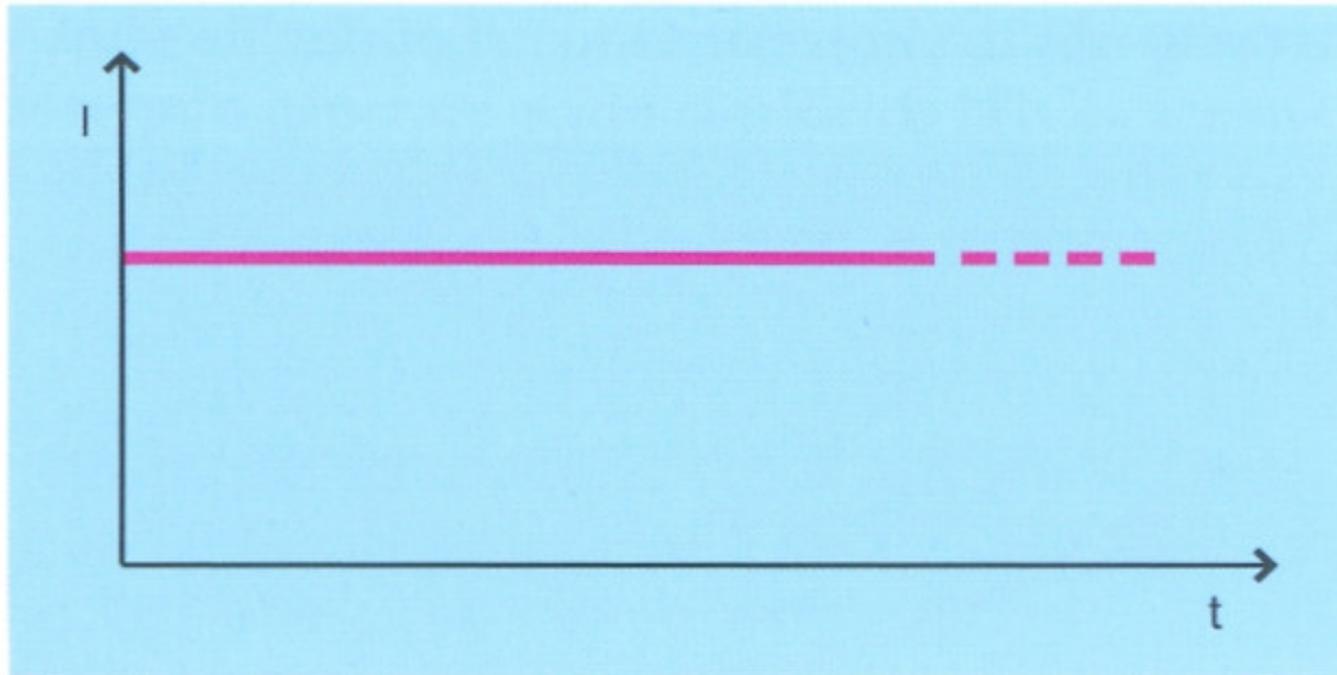


Fig. 6.5 – Corrente continua (galvanica).

Segnale caratterizzato da un flusso di corrente **ad intensità e direzione costanti nel tempo**, usato in elettroterapia principalmente per il trasporto di farmaci.

Può causare lesioni cutanee di natura chimica (ionizzazione degli elettroliti) **anche di notevole severità!**

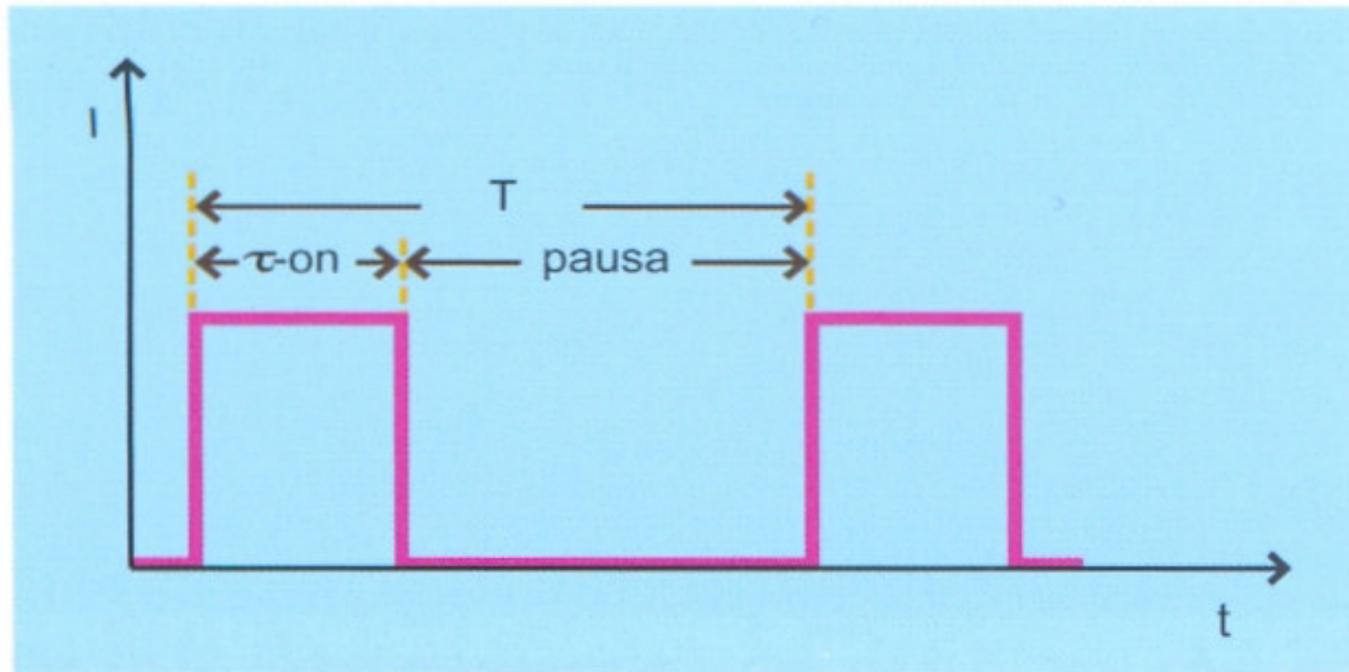
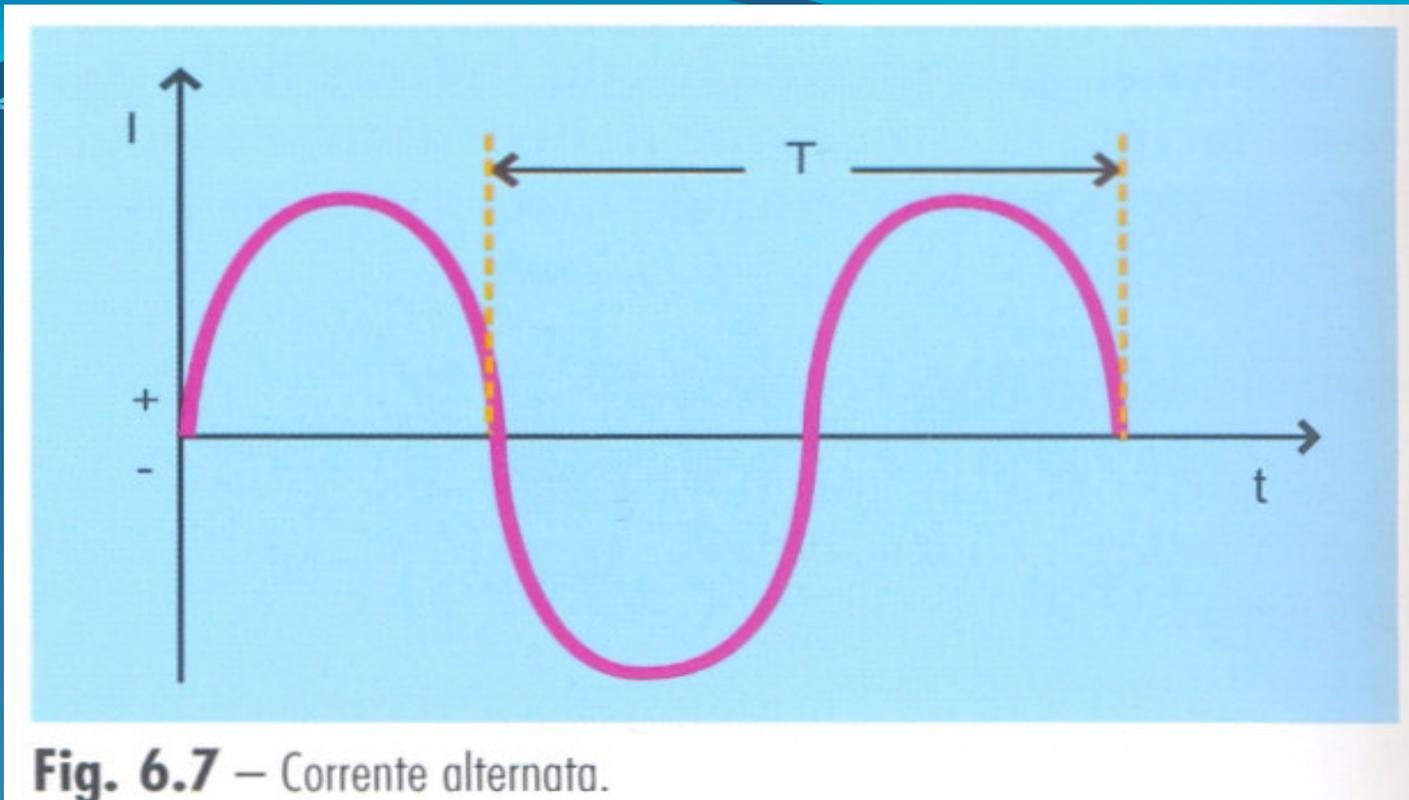


Fig. 6.6 – Corrente rettangolare.

Forma di impulso ottenuta utilizzando una **forma continua-interrotta** della galvanica (continua).

Semplice da realizzare (è necessario e sufficiente un cristallo al quarzo)

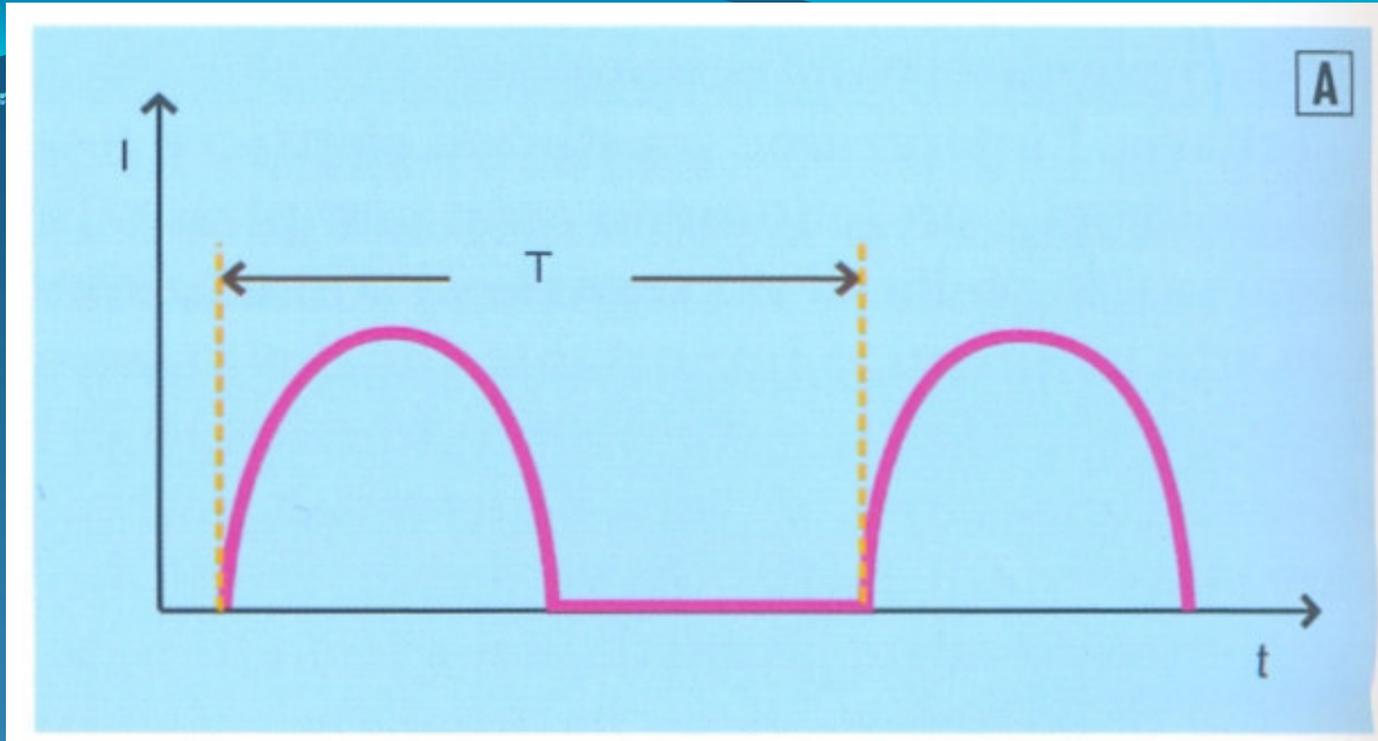
Legge del tutto o nulla (in teoria)



Caratterizzata da un flusso di corrente **variabile nel tempo, sia come direzione che intensità.**

La forma è detta **sinusoidale**

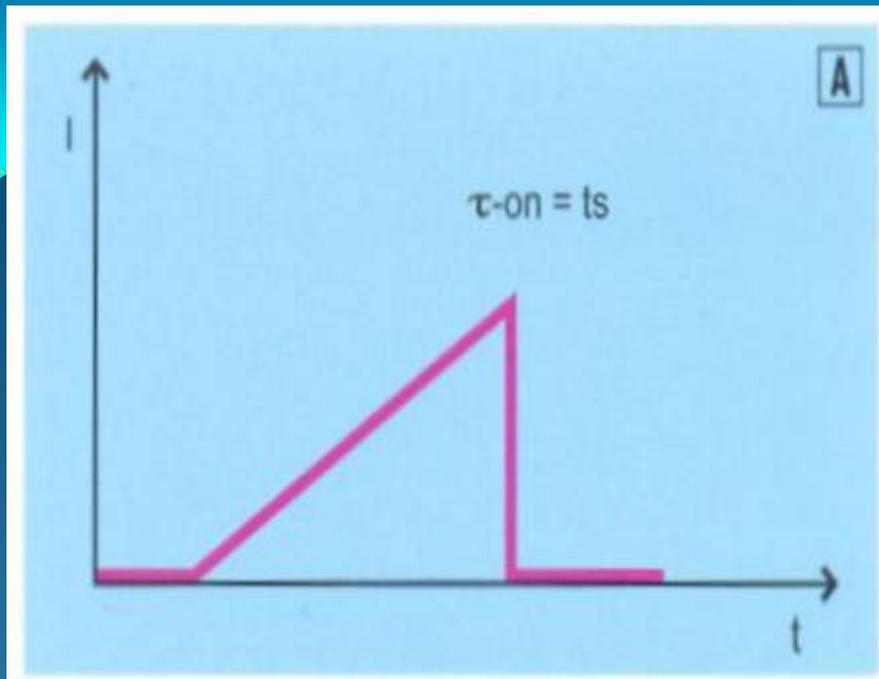
La corrente di rete elettrica ha una frequenza di **50hz**



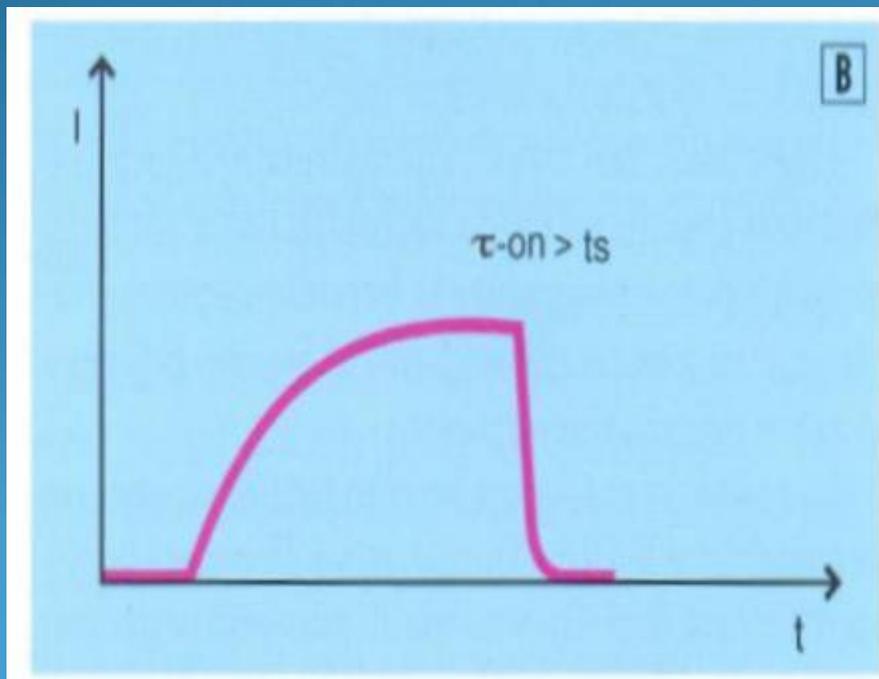
Corrente faradica

Segnale della alternata a 50hz, modificato **tagliando la parte inferiore del segnale.**

Relativamente semplice da ottenere, usata in passato a scopo **eccitomotorio.**



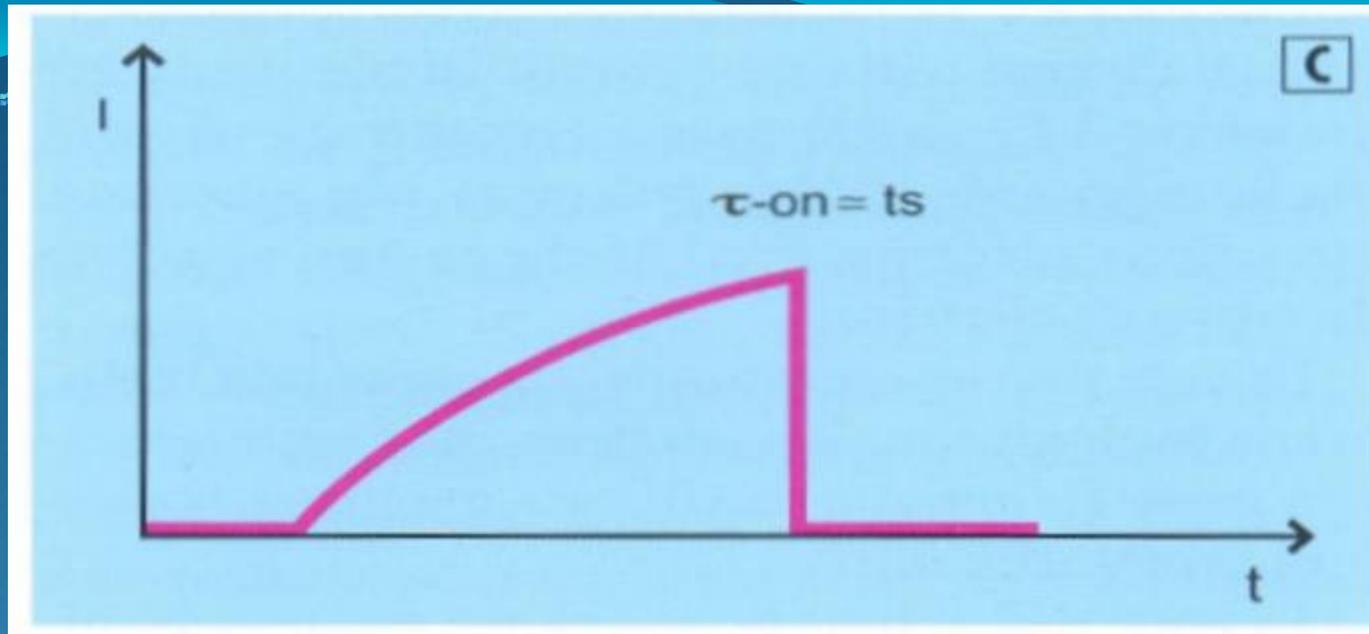
Corrente triangolare: raggiunge il valore massimo d'intensità in modo lineare per poi cadere rapidamente.



Corrente esponenziale: simile alla triangolare, l'intensità sale in modo esponenziale nella prima parte del segnale, per arrivare ad un plateau nella seconda parte, prima della caduta.

Vincono l'accomodazione dei nervi, non quella delle fibre muscolari.

Sono in realtà dei modelli teorici, difficilmente realizzabili **per limiti intrinseci** della tecnologia.



Quello che è possibile realmente ottenere è il segnale c.d. **triangolo-esponenziale**. La corrente triangolare, infatti, presenta un'ascesa dell'intensità **simile all'esponenziale**.

Al contempo, il plateau dell'esponenziale presenta una lieve progressione lineare **simile alla triangolare**.

Dai modelli teorici si arriva a questa forma **“ibrida”**.

Tempo attivo (t-on) uguale alla durata dell'impulso.

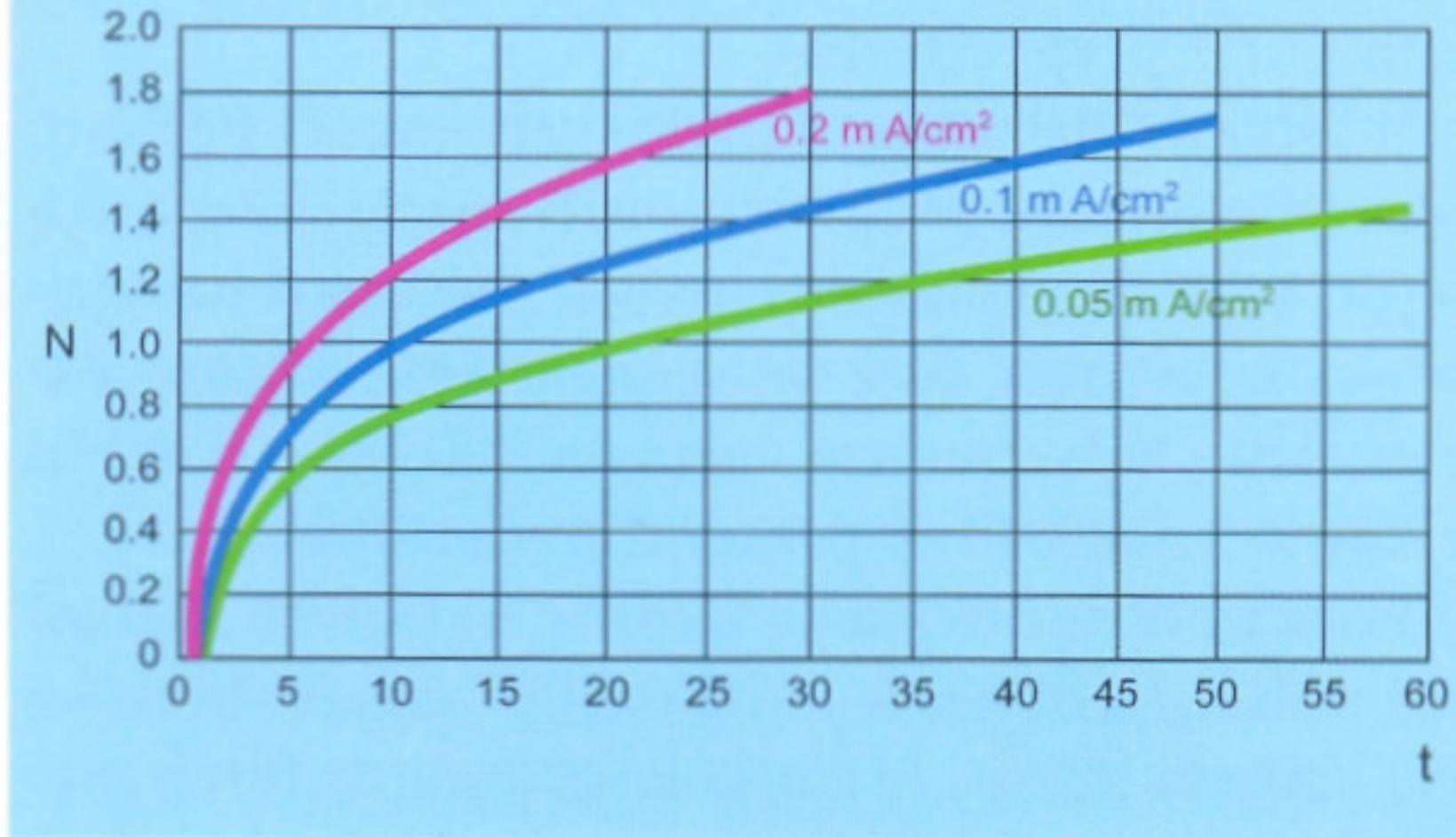
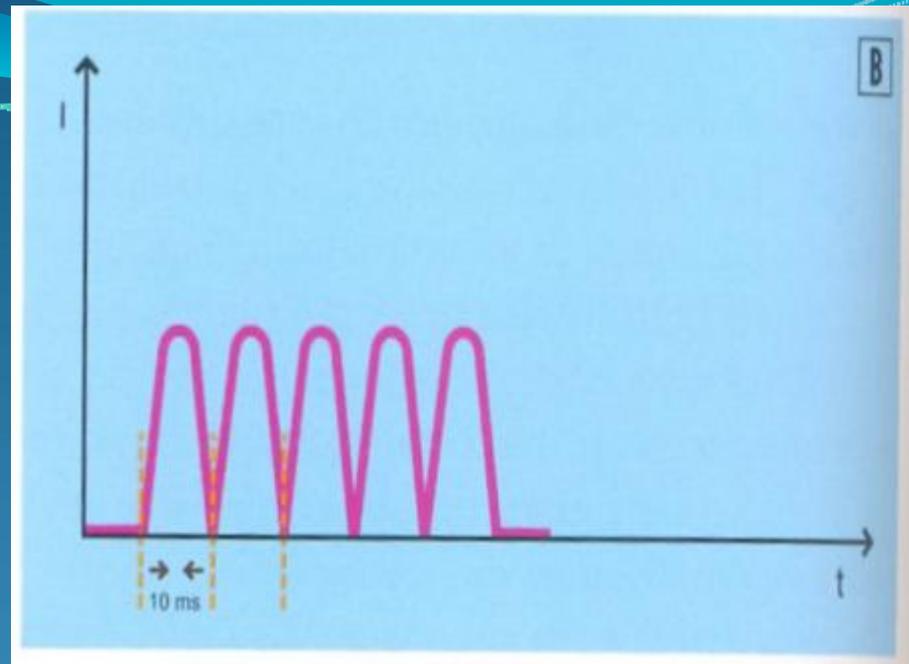
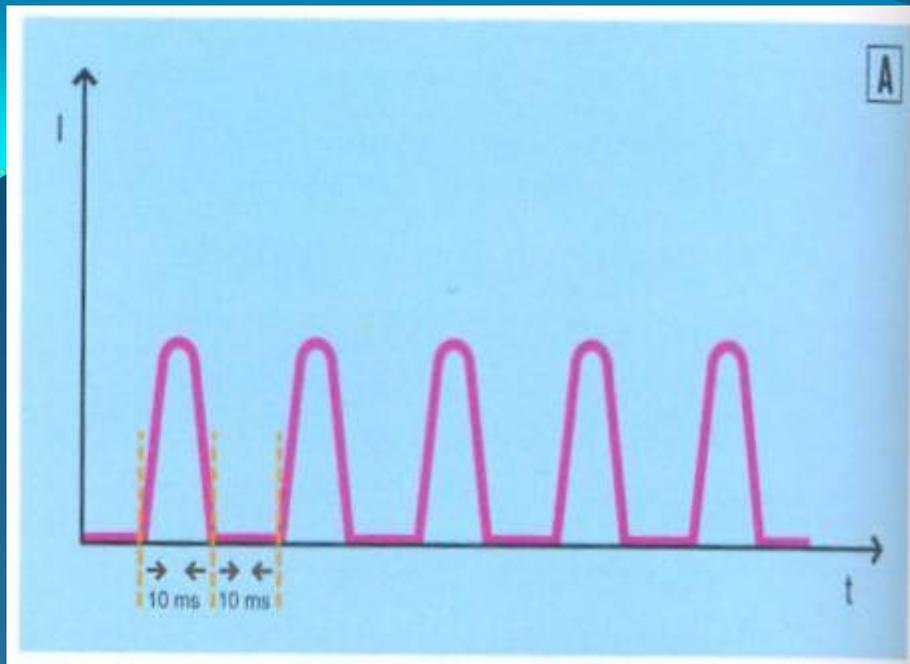


Fig. 6.12 – Curve di assorbimento ionoforetico in rapporto al tempo e all'intensità; si può osservare come il maggiore assorbimento avvenga nei primi 5-10 minuti.

Tabella 6.1 – Polarità dei farmaci più comunemente impiegati in ionoforesi.

POLO NEGATIVO	POLO POSITIVO
Salicilato di lisina	Cloruro di calcio
Ketoprofene	Idrocortisone acetato
Piroxicam	Piroxicam
Diclofenac	Gentamicina solfato
Indometacina	Lidocaina cloridrato
Betametasona	Gentamicina solfato
Fluoruro di sodio	Morfina cloridrato

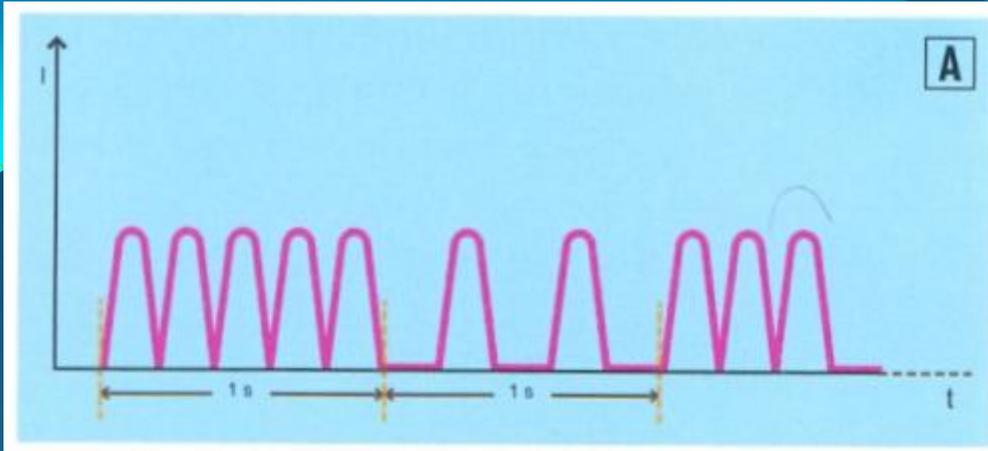


Diadinamiche monofase e diadinamiche difase

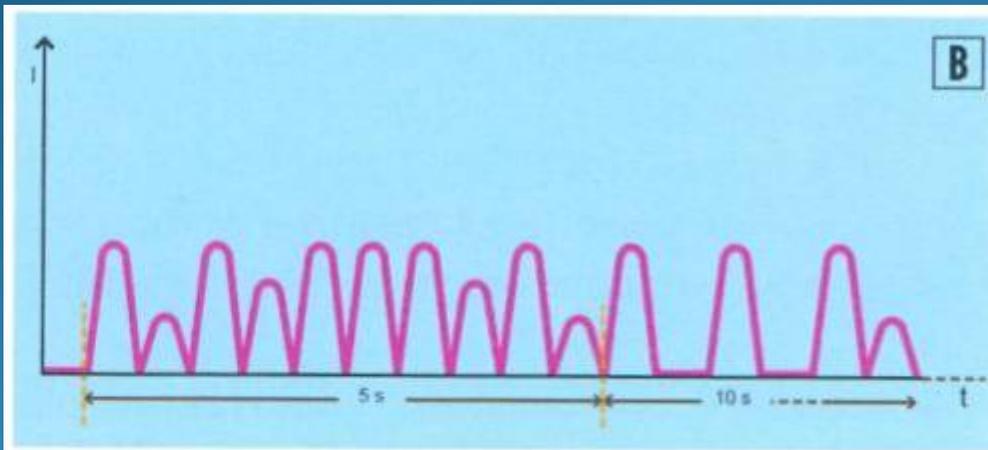
Scopo **analgesico** al polo positivo, ad alte intensità eccitatorio al polo negativo.

Monofase: tempo attivo 10ms, pausa 10ms, frequenza 50hz – analgesia tardiva

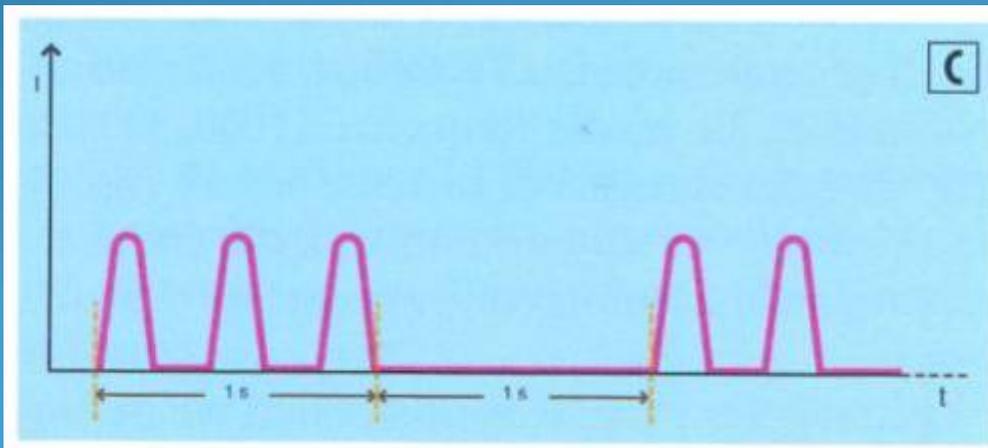
Difase: tempo attivo 10ms, nessuna pausa, frequenza 100hz – analgesia precoce ma di breve durata, si ottiene raddrizzando completamente un segnale alternato a 50hz



Diadinamiche corto periodo (A), alternano una monofase ad una difase.



Diadinamiche lungo periodo (B), la monofase si alterna ad una difase modulata.



Diadinamica sincopata (C), monofase modulata da pause di 1s.

Problema dell'accomodazione

Elettrolisi (!!!)

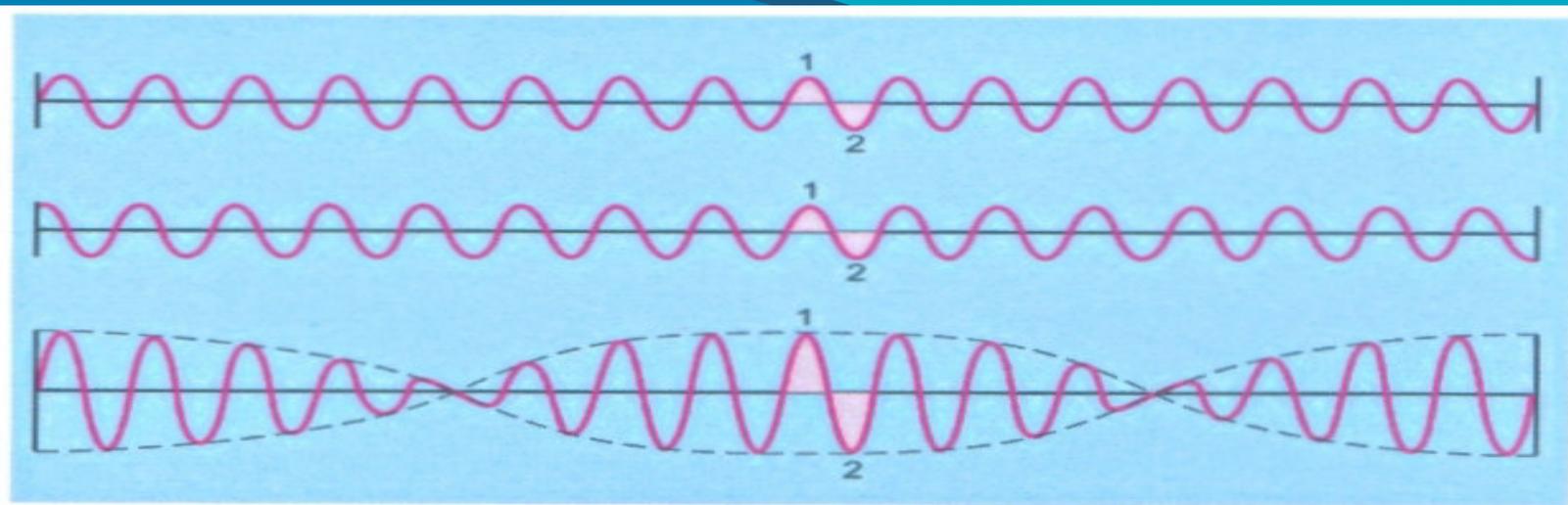


Fig. 6.17 – Correnti interferenziali.

Ottenute sovrapponendo **due alternate** sinusoidali di circa 4000hz, **leggermente sfasate** nel tempo (**aree rosa**)

Quando si incontrano formano un segnale a frequenza eccitomotora (10hz) sul muscolo innervato, analgesico (100hz) o vasomotorio (>50hz)

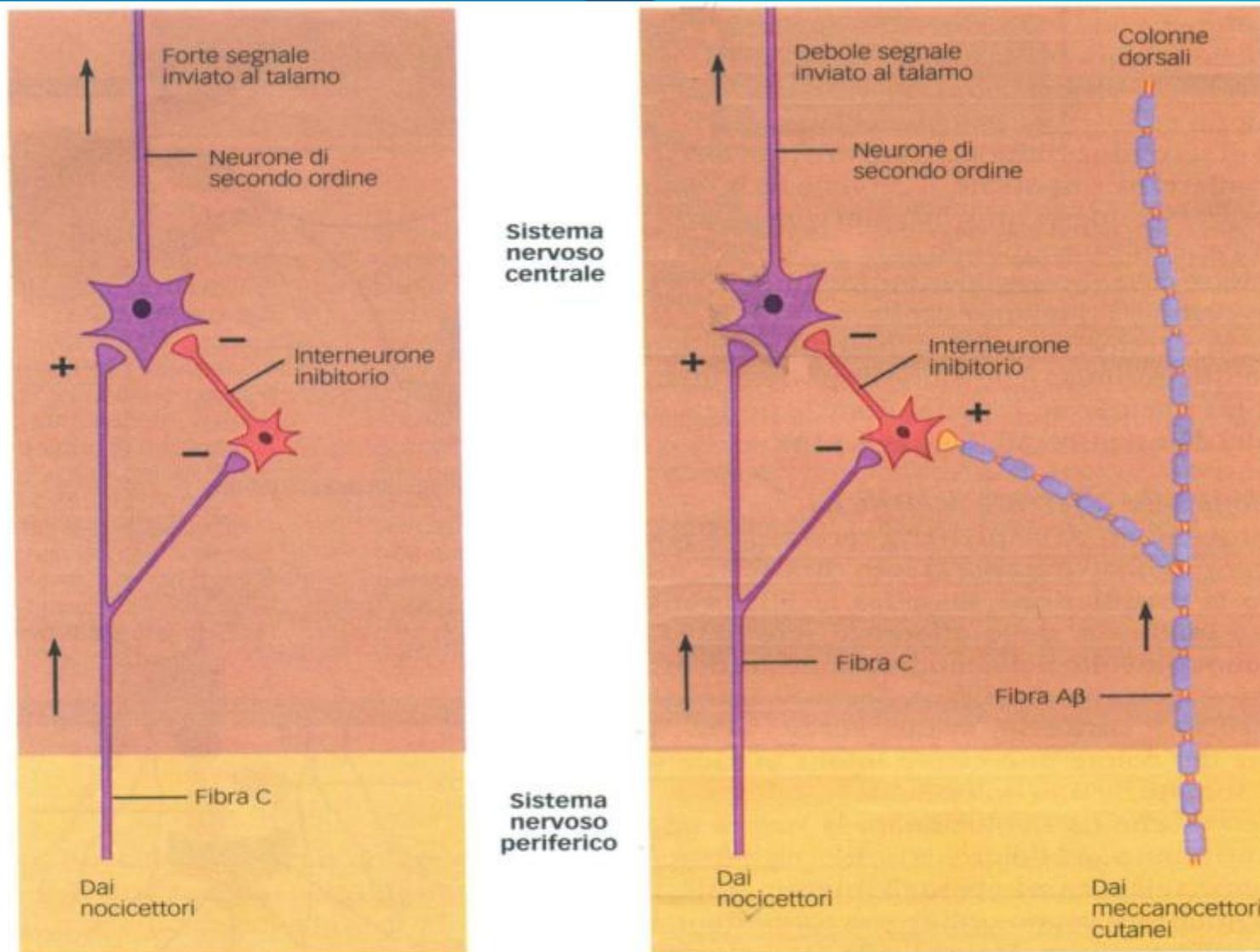
Alta penetranza, buona **tollerabilità**, nessuna polarizzazione dei tessuti, quindi **nessun rischio di ustione chimica**

La frequenza voluta si ottiene **regolando la sfasatura** fra i due segnali “base”.

• La Teoria del Cannello (*Gate Control Theory*,

Melzack & Wall, 1962) fornisce un modello relativo all'attivazione dei recettori cellulari, con riferimento ai processi nocicettivi (percezione e trasmissione del dolore).

- La nocicezione deriva dall'interazione e modulazione tra le fibre nervose nocicettive e quelle non-nocicettive. Le fibre nocicettive sono di due tipi: "**A δ** " (A-delta), mielinizzate ed a trasmissione veloce, e "**C**", demielinizzate ed a trasmissione lenta.



(a) Dolore non modulato

(b) Modulazione del dolore

FIGURA 9.17 Controllo delle afferenze nocicettive: la teoria del cancello. (a) Nella trasmissione del dolore non modulata, fibre collaterali delle afferenze nocicettive (fibre C) inibiscono degli interneuroni inibitori permettendo quindi la trasmissione dei segnali dolorifici ai neuroni di secondo ordine nelle corna dorsali del midollo spinale e quindi al talamo. (b) Nella modulazione del dolore, fibre collaterali di fibre afferenti di grande diametro (fibre A β), che provengono da recettori di tatto e pressione, eccitano gli interneuroni inibitori riducendo così la trasmissione dei segnali dolorifici.

- **L'interazione** tra fibre A δ , C e sensoriali non-nocicettive ("A β ", possono parzialmente inibire le prime), **genera la percezione** complessiva del dolore.
- I recettori che agiscono con questo **meccanismo "a cancello"**, sono quelli che controllano le sinapsi più veloci del sistema nervoso (1-2 ms), cioè le **fibre deputate alla trasmissione degli stimoli tattili, termici, dolorifici, etc., dalla periferia al SNC.**

TENS: Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation

- Stimolando le fibre di grosso calibro vengono **inibite** le fibre deputate alla nocicezione.
- Lavorando sulla durata dell'impulso si possono attivare **selettivamente** le sole fibre A e non le C.
- Problema di evitare le contrazioni parassite
- **Frequenze:** bassissime (**1-50hz**), basse (**50-150hz**).
- **Intensità:** fino a **100mA**

Tab. 6.11 – Tipi di fibre nervose sensitive, loro funzione all'interno del sistema del *Gate Control* e depolarizzazione in funzione della durata dell'impulso elettrico.

FIBRE SENSITIVE		
TIPO	FUNZIONE	DEPOLARIZZAZIONE
Aβ	Propriocezione (motoneuroni α)	$>2 \mu s$ valori ottimali $30 \div 150 \mu s$
Aδ	Dolore acuto	$>10 \mu s$ valori ottimali $\sim 200 \mu s$
C	Dolore cronico	$>300 \mu s$

Tabella 6.III – Caratteristiche tecniche della TENS tradizionale e della TENS “endorfinica”.

TENS			
TIPO	DURATA IMPULSO μs 	FREQUENZA Hz	CONTRAZIONI MUSCOLARI
Classica	30 ÷ 150	10 ÷ 150	Rare
Endorfinica	200	1-5	Si

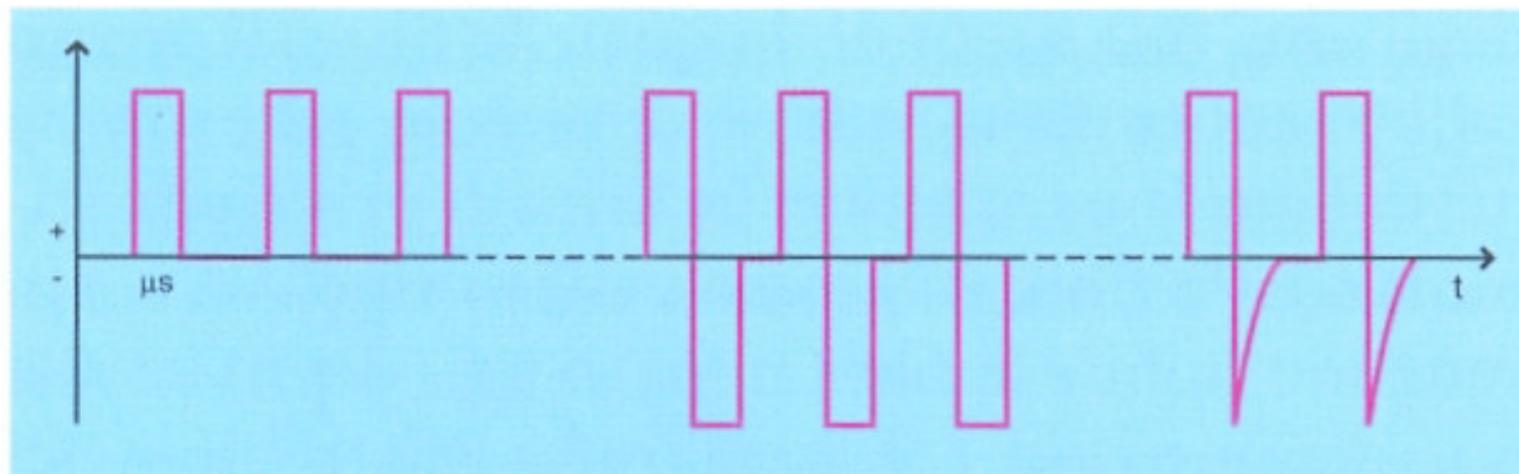
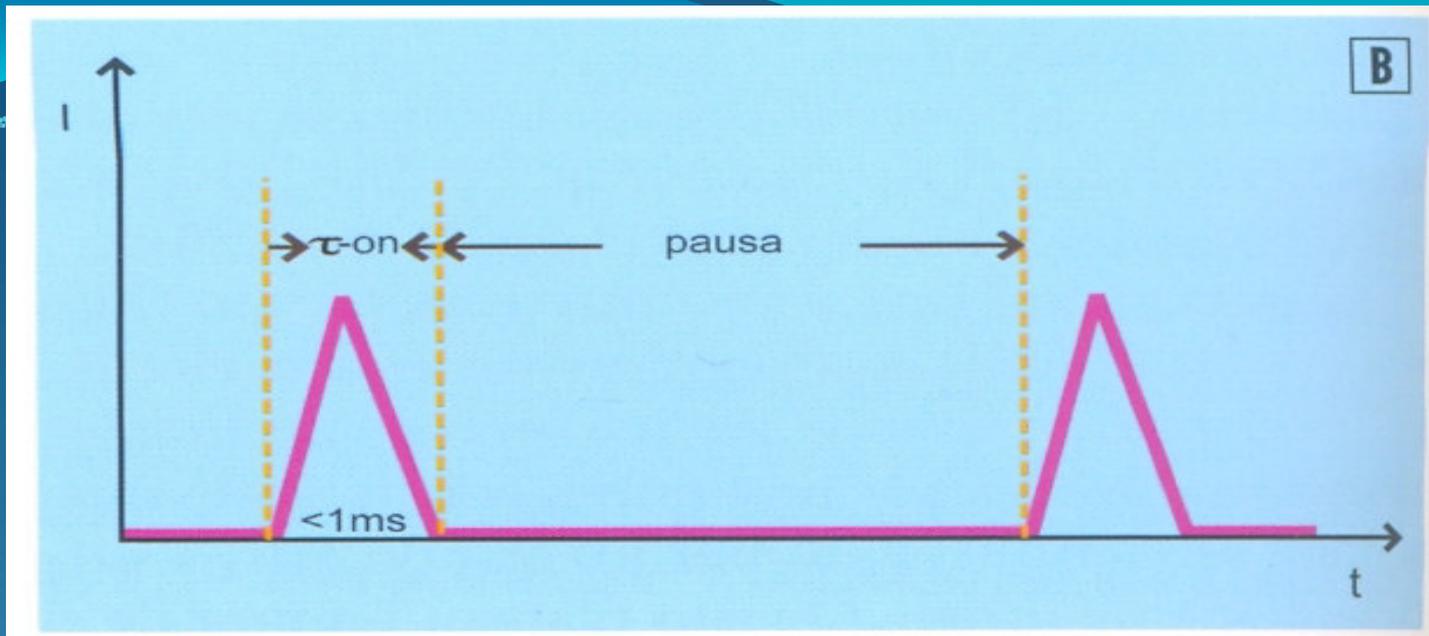


Fig. 6.20 – Vari tipi di segnale TENS.

Tens classica: durata impulso: 30-100 microsecondi, frequenza 30-150hz. **Analgesia rapida** ma di durata incostante.

Tens endorfinica: segnali rettangolari monodirezionali, durata impulso 200 microsecondi, bassissima frequenza (1-5hz). Secrezione a livello dell'ipotalamo di **encefaline ed endorfine**. Effetto iperemico supplementare. **Analgesia di lenta insorgenza, di solito persistente.**

Elettrodo negativo sull'origine del dolore, quello positivo sulla zona di irradiazione del dolore (**se segnale monofase**)



Segnale neofaradico: per muscoli normoinnervati, deriva dalla **riduzione del tempo attivo di un faradico a circa 1ms** (anche meno), frequenza **50hz**.

E' utilizzato da almeno 30 anni, semplice da ottenere ma **poco gestibile**.

Segnali rettangolari

Trattamento agevole

Con rettangolare monofase è possibile, regolando il tempo dell'impulso, stimolare

muscoli innervati o muscoli innervati E denervati.

Con la rettangolare bifasica si stimolando i muscoli innervati, senza rischi di polarizzazione.

Molto usate in ambito sportivo/amatoriale

Tipo di segnale della "vittima".

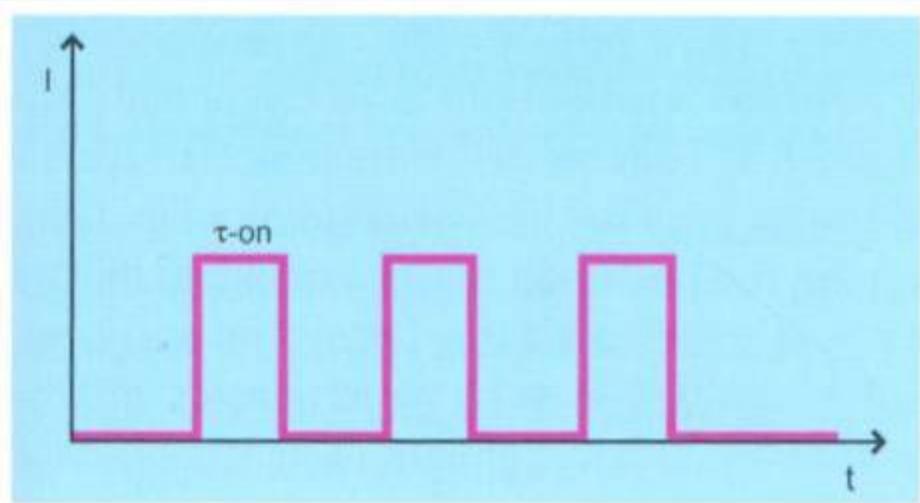


Fig. 6.27 – Segnale rettangolare. $\tau_{on} < 0,5$ ms: stimolazione selettiva di muscoli innervati; $\tau_{on} = 50 \div 200$ ms: stimolazione di muscoli innervati e denervati.

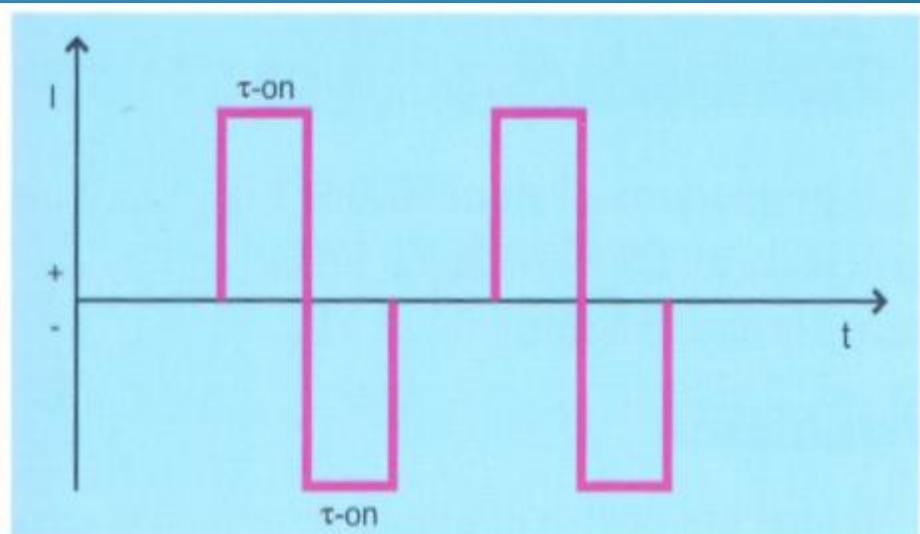


Fig. 6.28 – Stimolazione di un muscolo normalmente innervato; corrente rettangolare bifasica: $\tau_{on} = 0,15 \div 0,35$ ms.

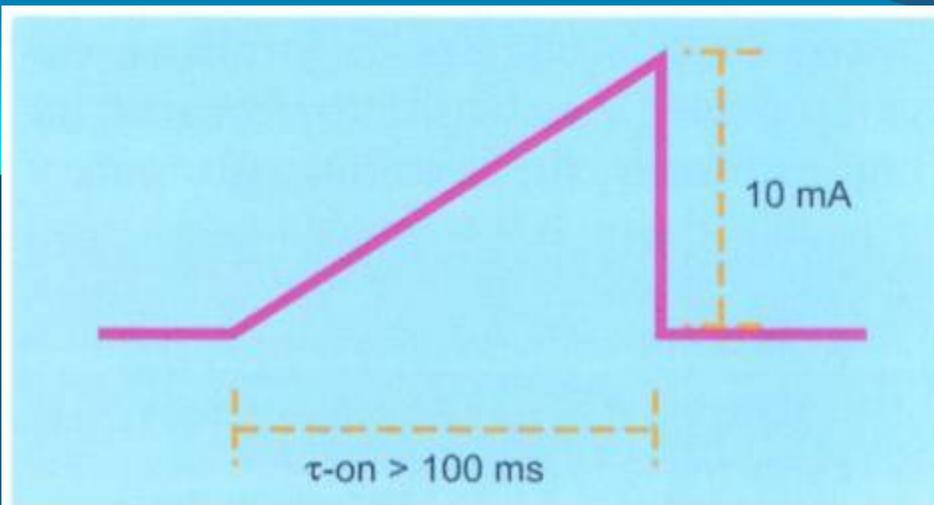


Fig. 6.29 – Stimolazione muscoli denervati con segnali triangolari con $\tau\text{-on} > 100$ ms; la stimolazione dei muscoli innervati è possibile con $\tau\text{-on} < 100$ ms, ma solo con alta intensità.

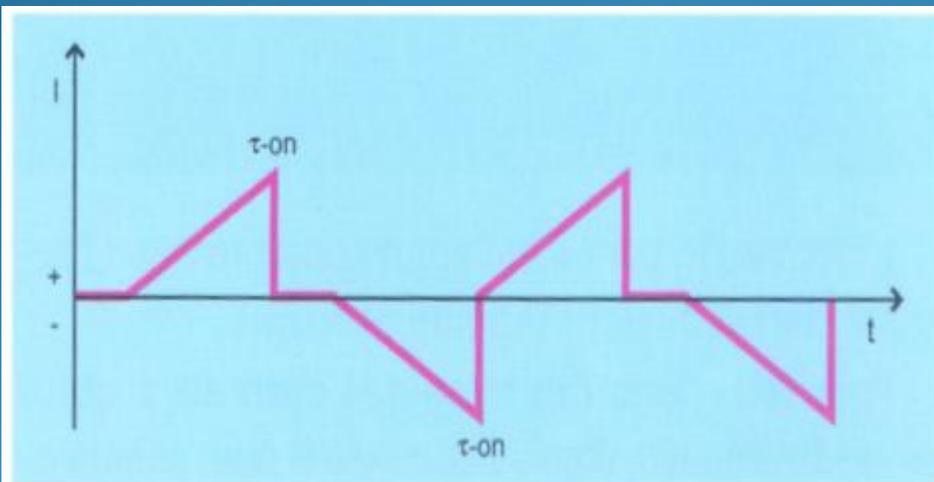


Fig. 6.30 – Stimolazione di un muscolo totalmente o parzialmente denervato, avendo come target fibre denervate. Corrente triangolare bifasica (impulso equilibrato), $\tau\text{-on} = 50 \div 200$ ms.

Segnali **triangolari**,
monodirezionali e bifasici.

Stimolazione muscoli denervati

Principio della diversa accomodazione delle fibre nervose e delle fibre muscolari

Fastidiose (sensazione di “tenaglia”)

Tempo attivo fra 50 e 200ms, consigliato **almeno di 100ms.**

Sempre attenzione alle correnti monofase!

Tab. 6.VI – Esempi di trattamento di muscoli parzialmente denervati.

TARGET	PROGRAMMA
Fibre innervate	Correnti rettangolari bifasiche
Fibre denervate	Correnti triangolari bifasiche
Misto	Alternanza dei due programmi

Segnale rettangolare monofasico asimetrico compensato, usato per la **tonolisi** (contratture muscolari); bassissima frequenza (1hz), durata dell'impulso 0.15-0.25ms.

Vascularizzazione e wash-out.

Segnale rettangolare monofasico ad alta durata (50ms-100ms) **con pausa** (1s), usato per la stimolazione di muscoli **parzialmente denervati**, alla ricerca dell'**ipertrofia compensatoria**.

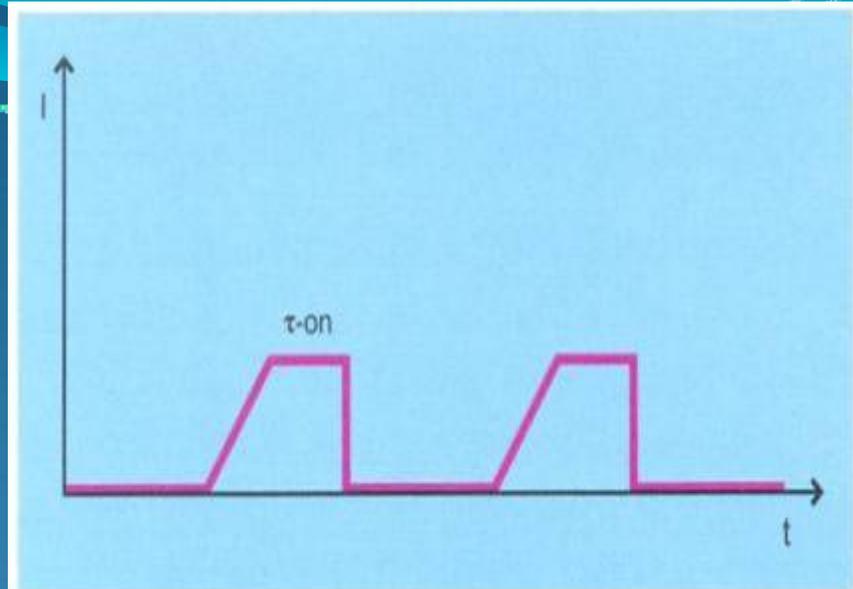


Fig. 6.32 – Segnale asimetrico compensato.

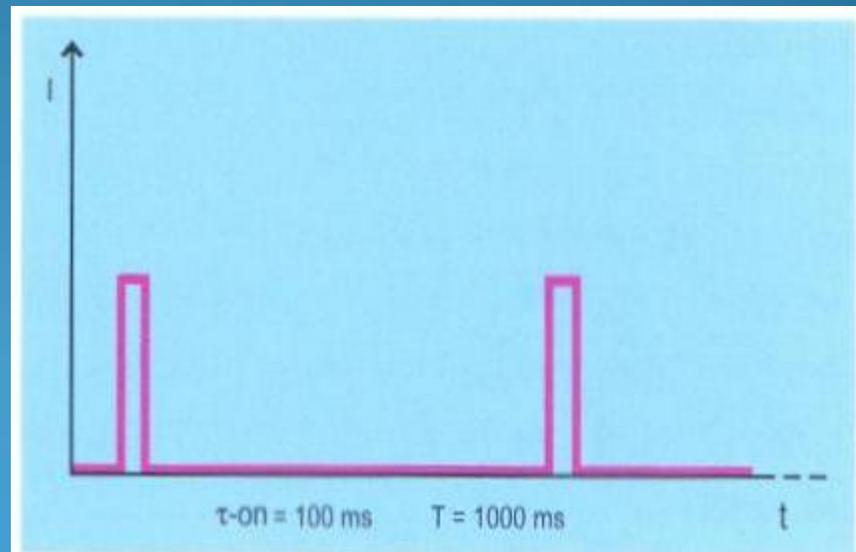


Fig. 6.35 – Stimolazione delle fibre innervate mediante segnali rettangolari con τ_{on} di 50-100 ms.

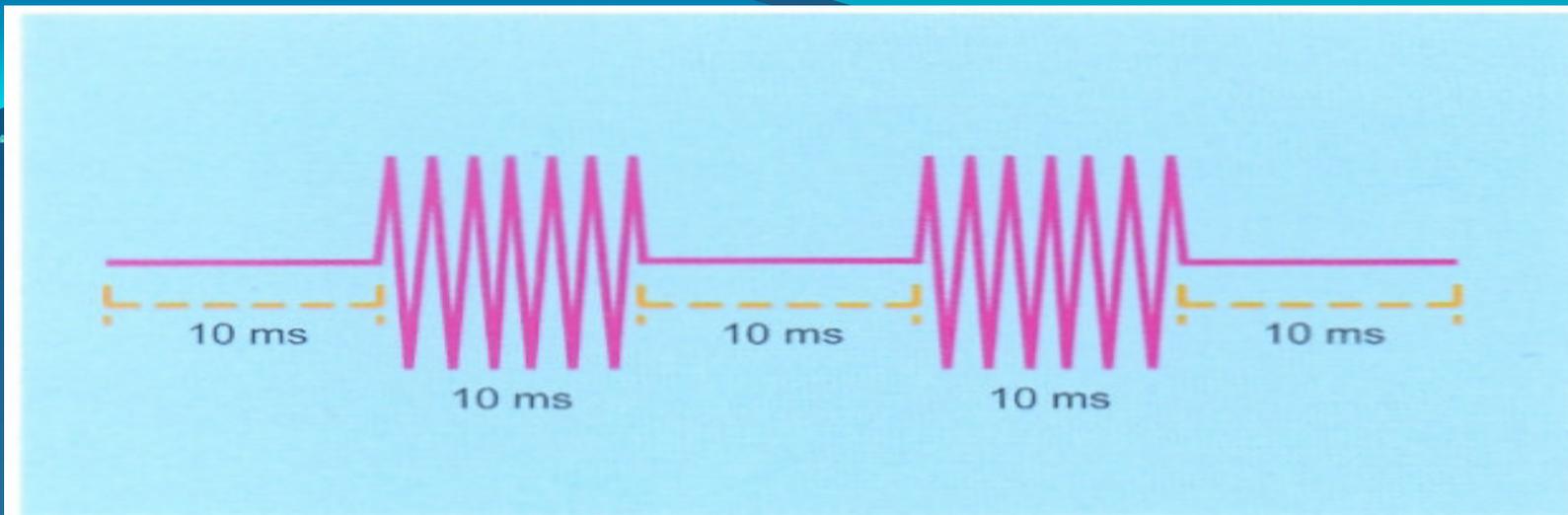


Fig. 6.36 — Correnti di Kotz classiche a 2500 Hz.

Segnale di Kotz, media frequenza (**2500hz**), sinusoidali, possibili intensità di corrente molto più elevate delle monofase.

Stimolazione selettiva a 2500hz delle fibre nervose motorie; dopo i 10khz comparsa di **effetto joule** ed **effetto biostimolante**.

Erogazione in “**pacchetti**” di **50hz** (10ms tempo attivo, 10ms pausa) con **rapporto** stimolazione/pausa **ottimale 1:5** (10s stimolazione, 50s pausa)

Altissima penetrazione, contrazione tetanica, rapida ipertrofia

Possibilità di danneggiare le fibre muscolari !!!

Tab. 6.XI – Correnti tipo Kotz e rapporti consigliati tra segnale modulato stimolante e pausa.

TEMPO ATTIVO	PAUSA	T:P
5"	25"	1/5
5"	20"	1/4
5"	15"	1/3
8"	40"	1/5
8"	32"	1/4
8"	24"	1/3

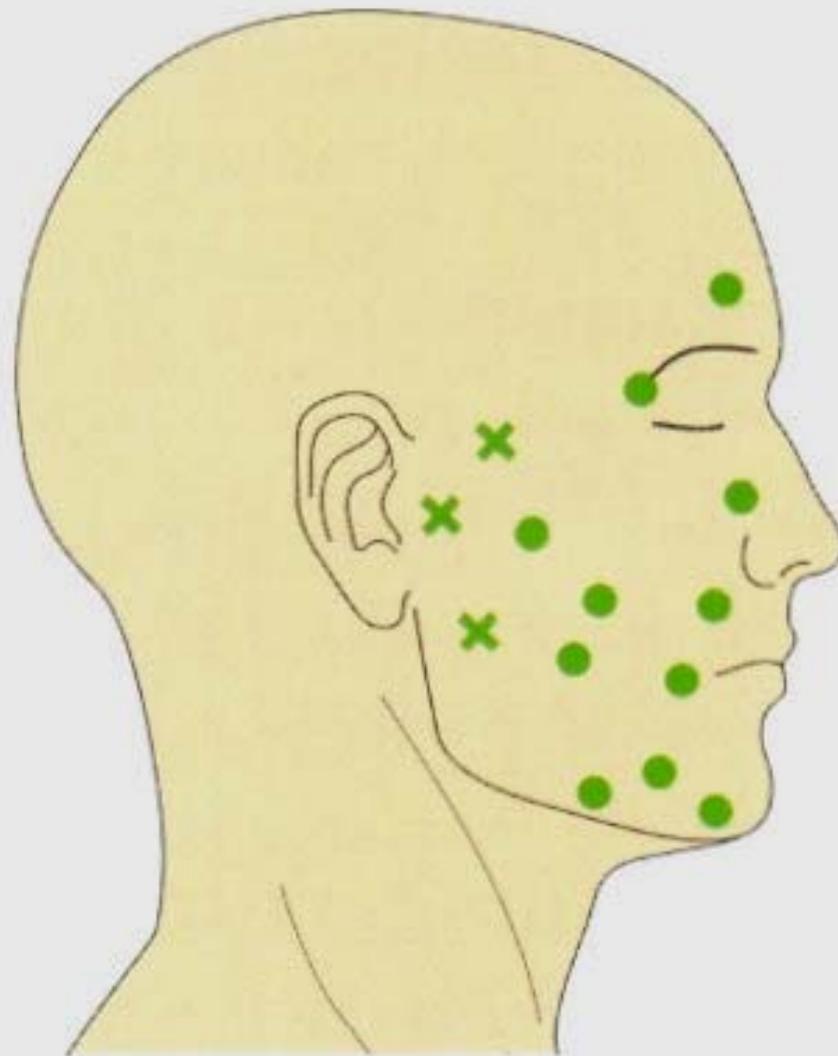


Fig. 6.38 — Punti motori del nervo facciale (X) e dei muscoli da esso innervati (●).

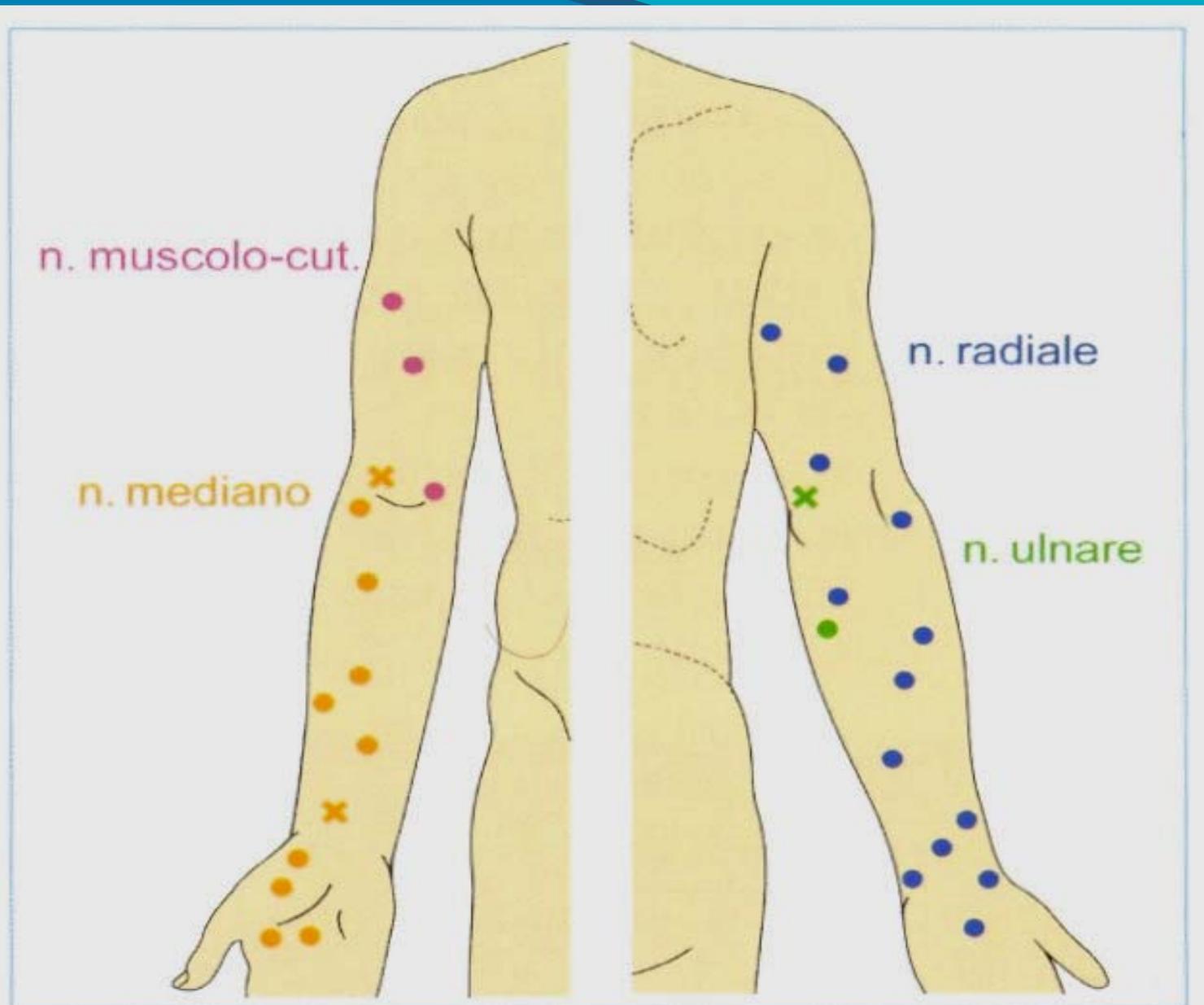


Fig. 6.40 – Punti motori dei nervi muscolo-cutaneo, mediano, radiale e ulnare (X) e dei muscoli da essi innervati (●).

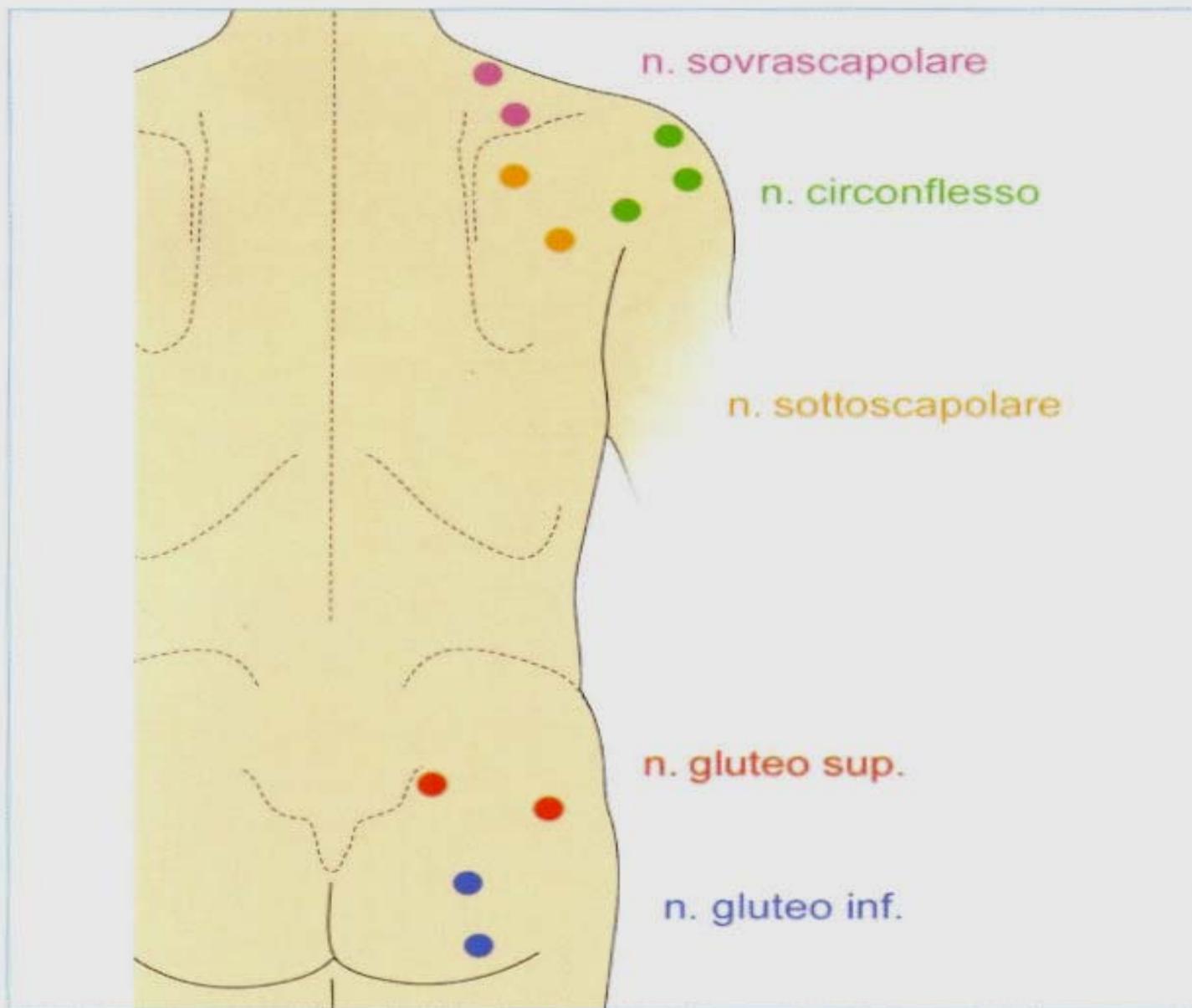


Fig. 6.39 – Punti motori dei muscoli innervati dai nervi sovrascapolare, sottoscapolare, circonflesso, gluteo superiore e gluteo inferiore (●).

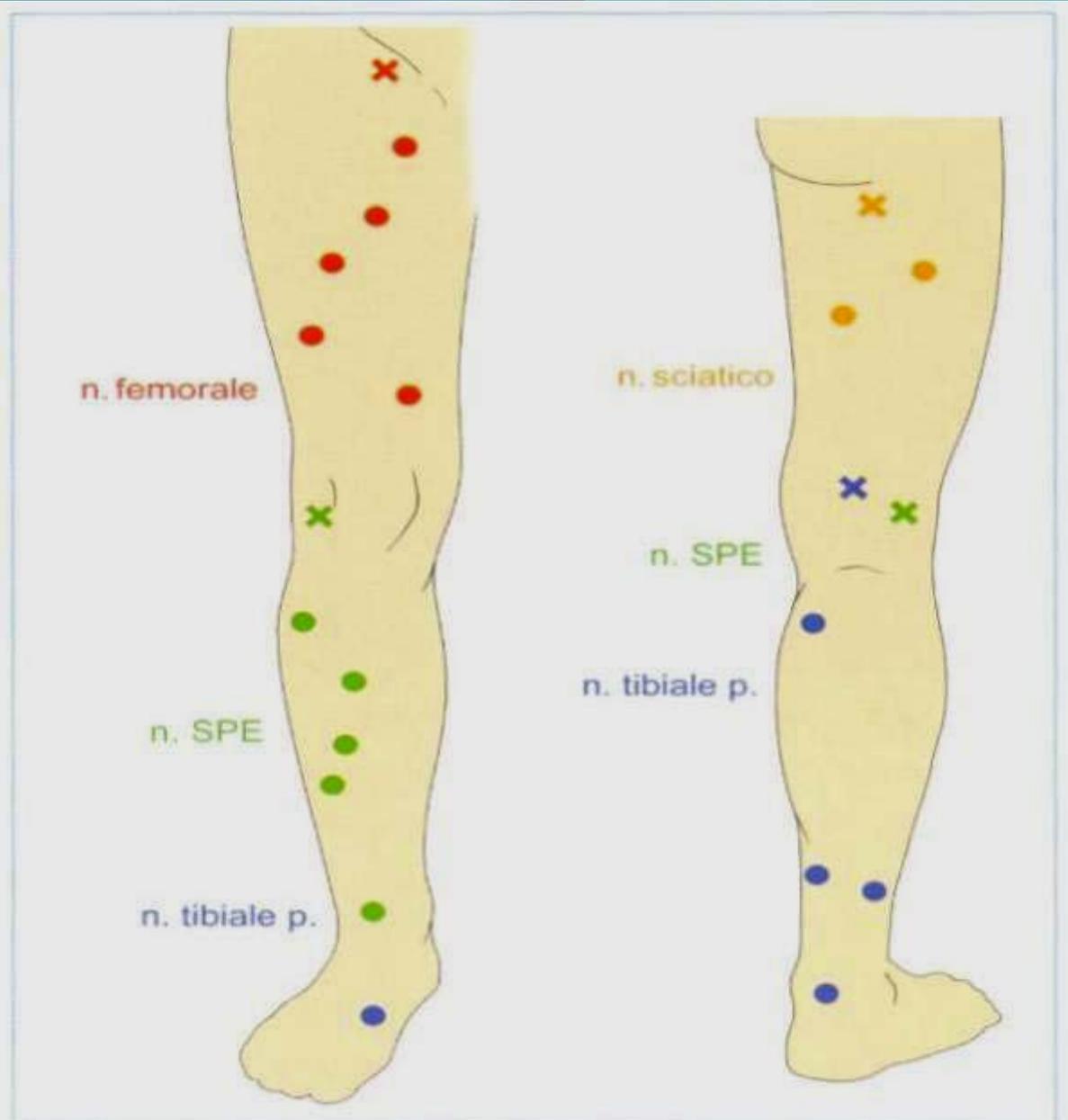


Fig. 6.41 – Punti motori dei nervi femorale, sciatico, tibiale posteriore e sciatico popliteo esterno (X), e dei muscoli da essi innervati (●).

LOW FREQUENCY THERAPEUTIC EQUIPMENT

- 
- 2WAY-4PADS
 - RELAX FROM SHOULDERS FATIGUE
 - REDUCE PAIN FROM NERVE ENDINS
 - FUNCTION OF MASSAGE:
RECOVERY ,IMPROVE BLOOD CIRCULATION
REDUCE PAIN FROM MUSCLE AND NERVE



*Broad and profound Chinese traditional medicine
deducts infinite technological apotheosis!*

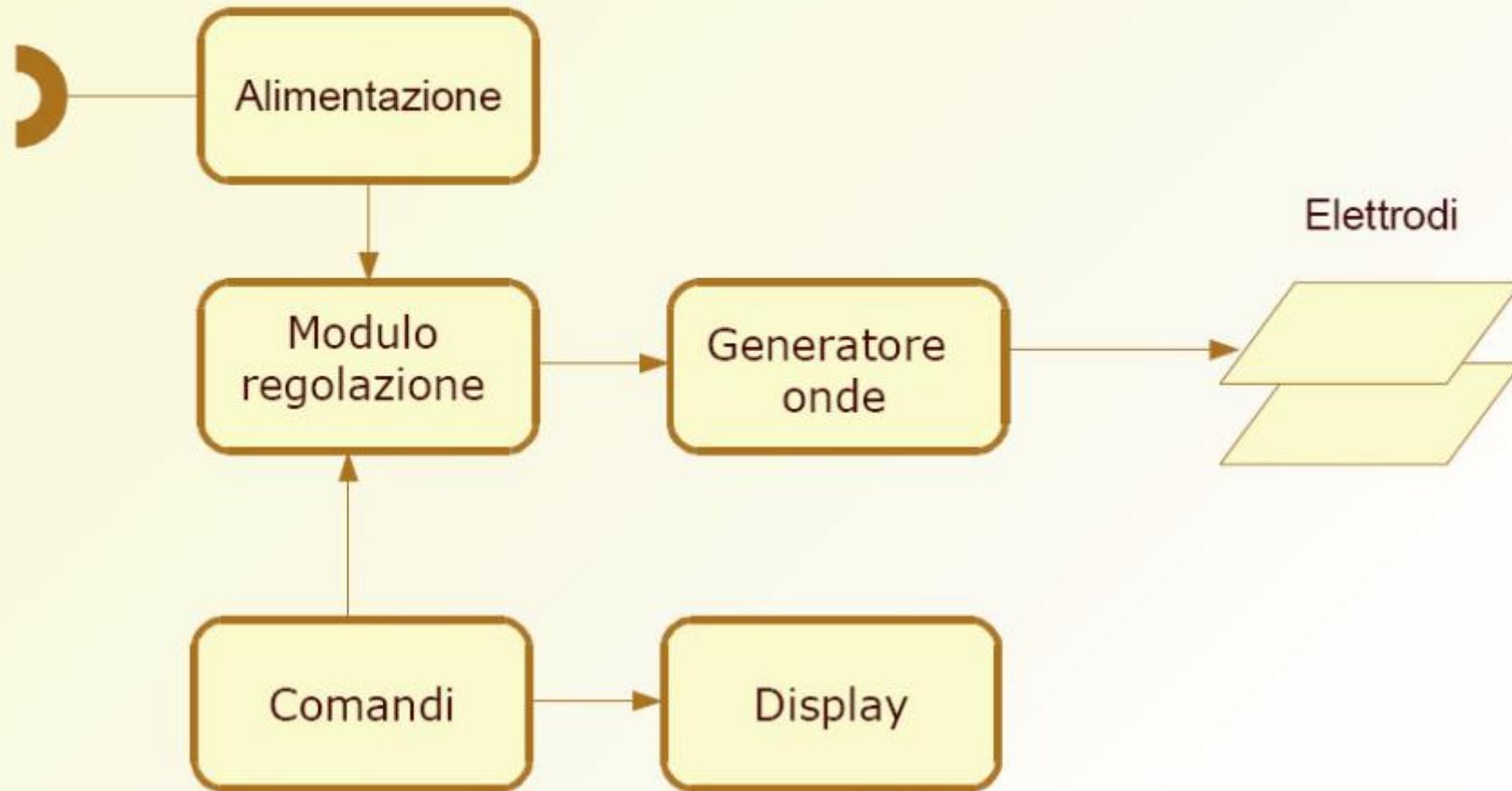
GOLD-HAND
502

IMPORTATO DA "DANY S.r.l."
Via Principe Amedeo 313-315
00185 Roma
PIVA 07083221007
Conforme alle normative vigenti
Nr. Attestazione: PT 18827-34-04



Smontiamo la vittima

Idea di base





Pad a Clip



L'apparecchio palmare



Gold Hand electronic massager

Product name	Gold Hand
Model	502
Voltage	DC 3V battery AAAx2(1.5V)
Out-power pulse	MAX 100v/20mA
Made of frequency	2~100Hz
Size	60 x 100 x 15mm
Lead wire	L:1500mm, In: \varnothing 2.5, Out: \varnothing 2.0
Country of origin	Made in China
Caution	Please read user manual Carefully before use

**Zoom sulle
Specifiche**

Canali d'uscita : 2 separati

Programmi : 4 selezionabili

Selezione durata impulso

("speed"): da 5 secondi fino a 0,5 secondi)

Forma d'onda: onda bifasica

Intensità d'uscita: da 0 a 20 mA

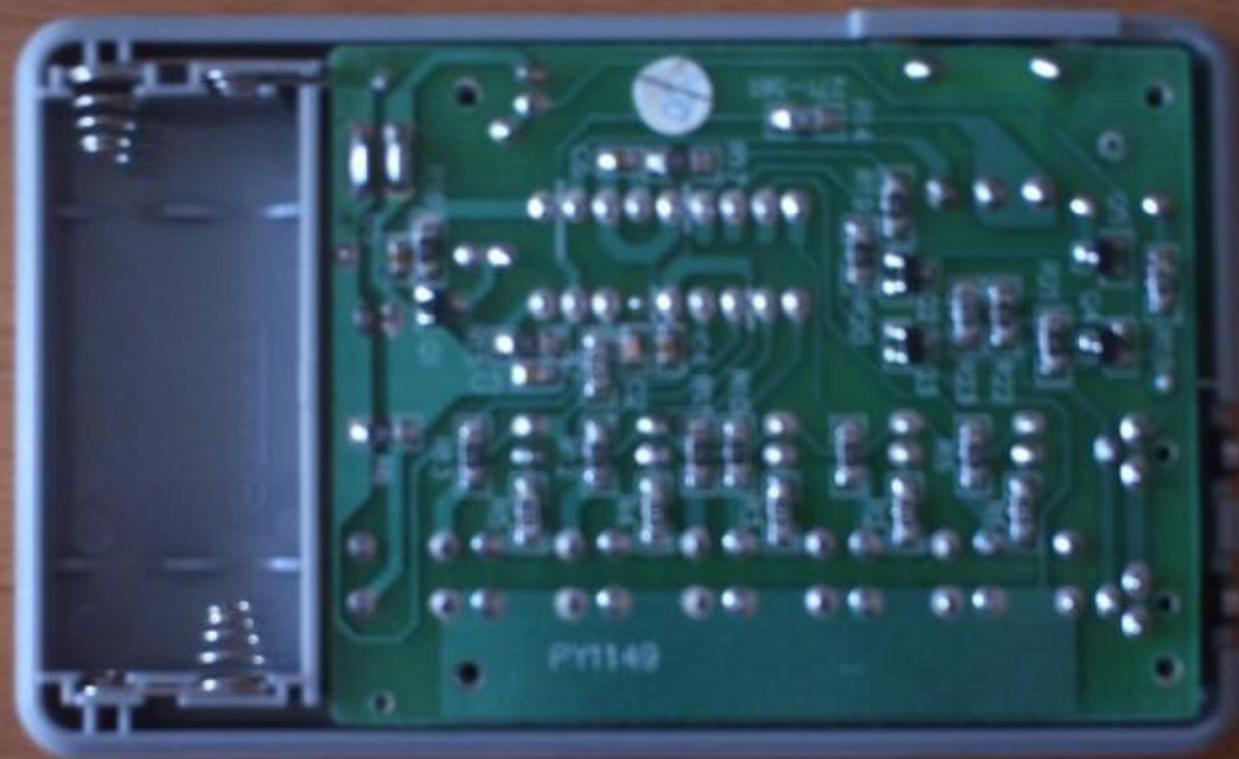
Frequenza : preimpostata per ogni programma (da 2 Hz. fino a 100 Hz.)

Timer: 15 minuti

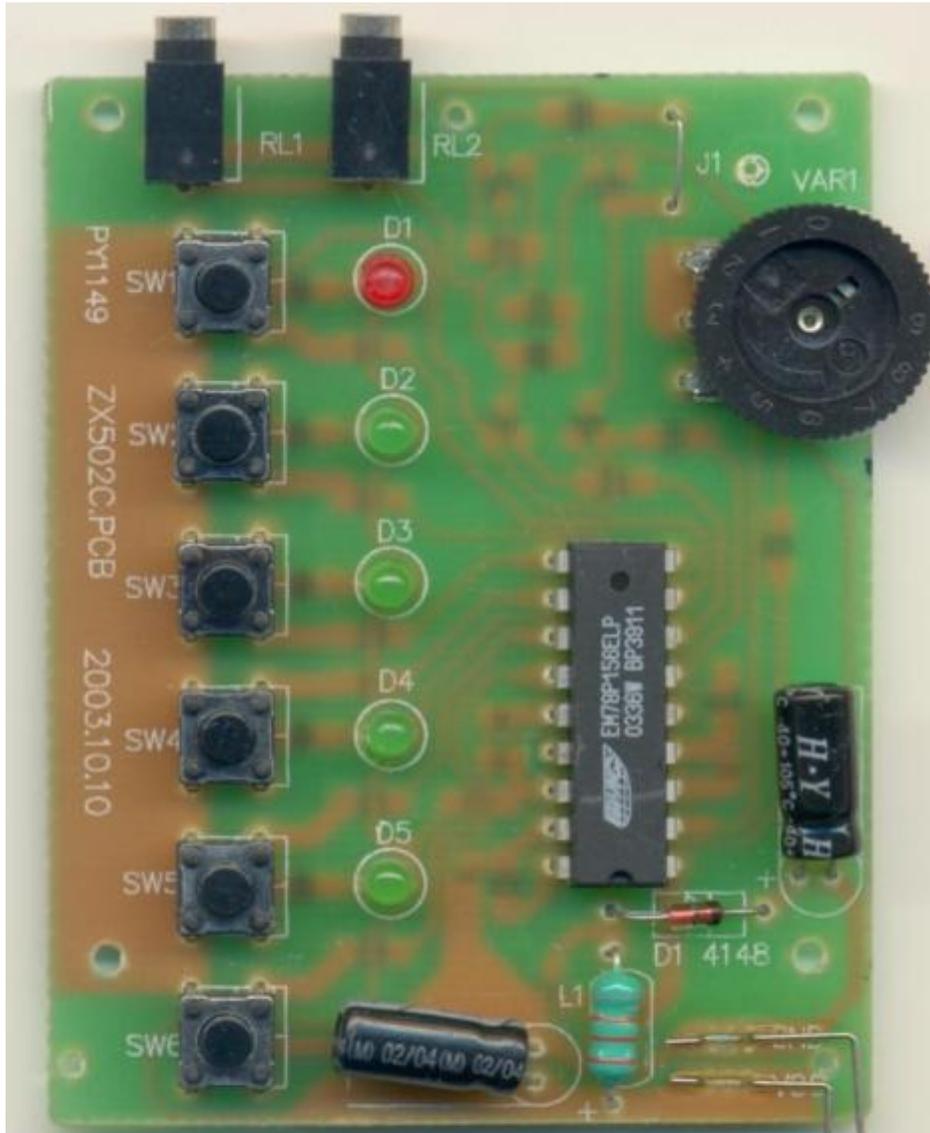
Indicazioni: a led

Alimentazione: 2 AAA 1,5V.

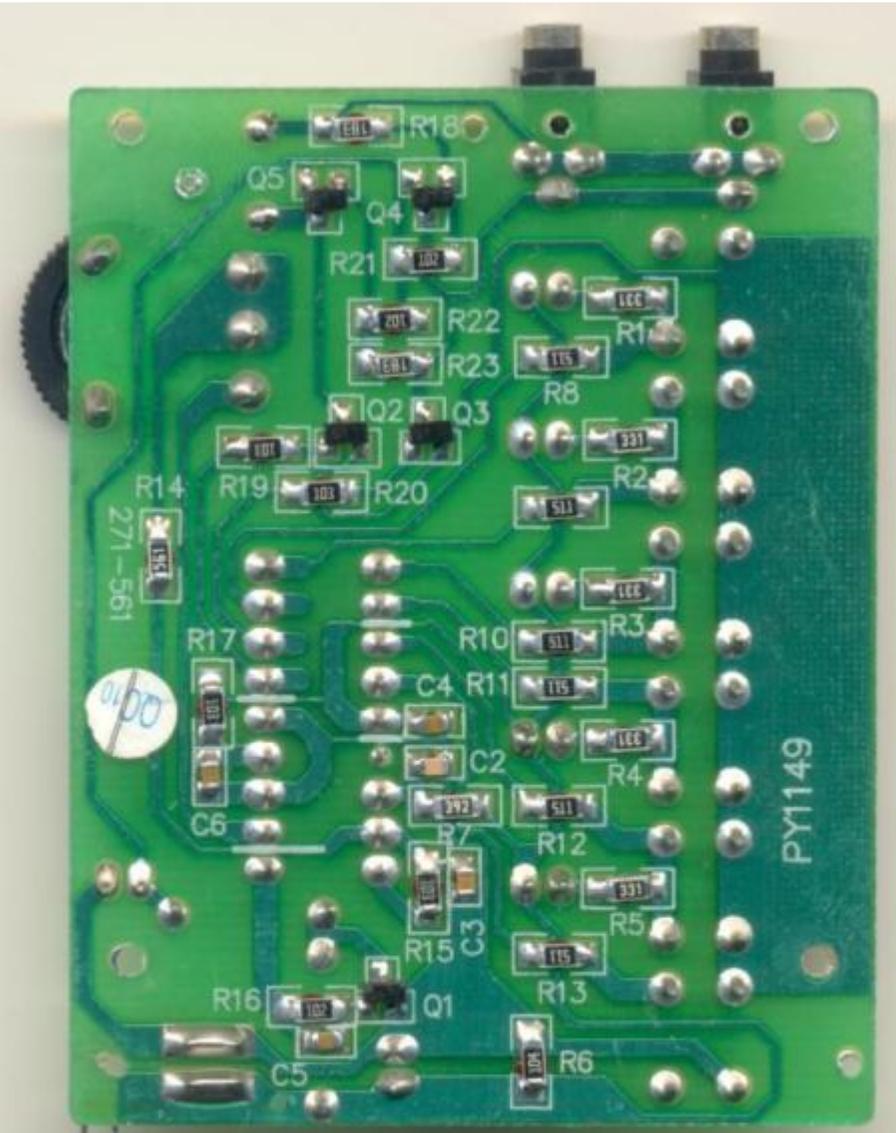
Dimensioni : 60 mm x 100 mm x 15 mm (L x P x H)



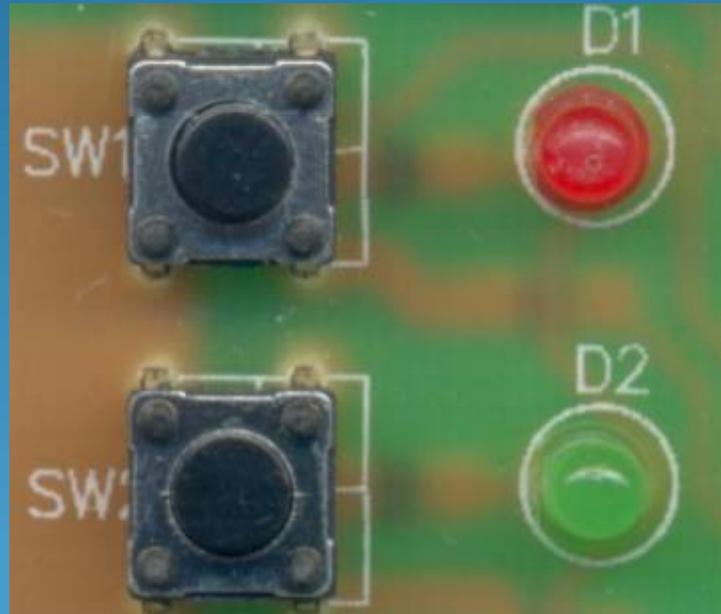
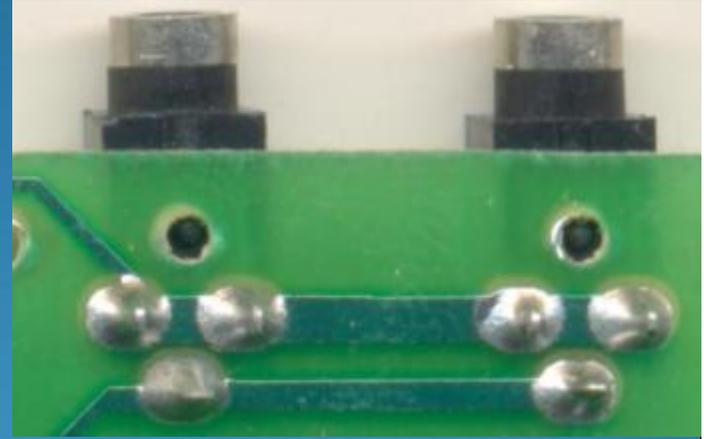
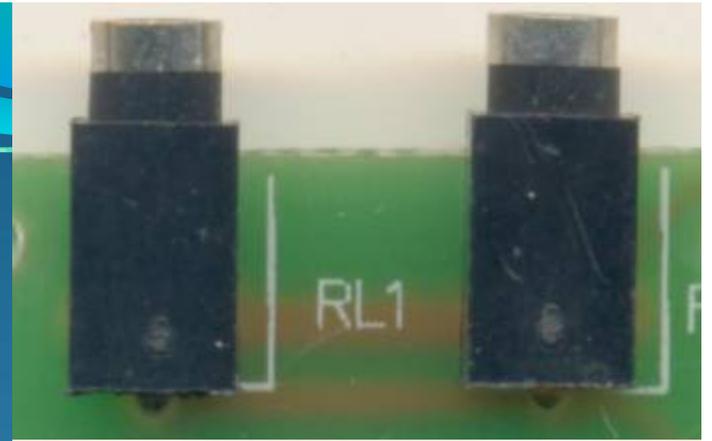
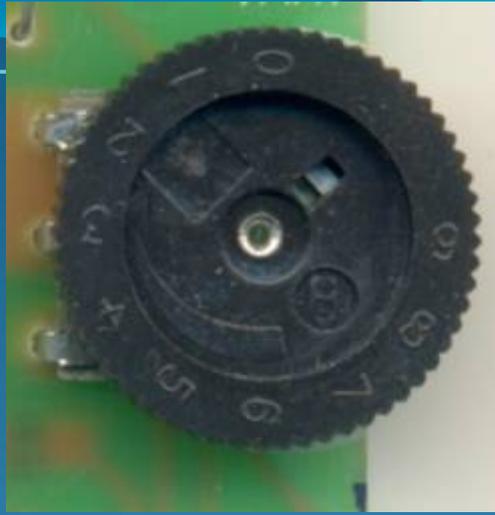
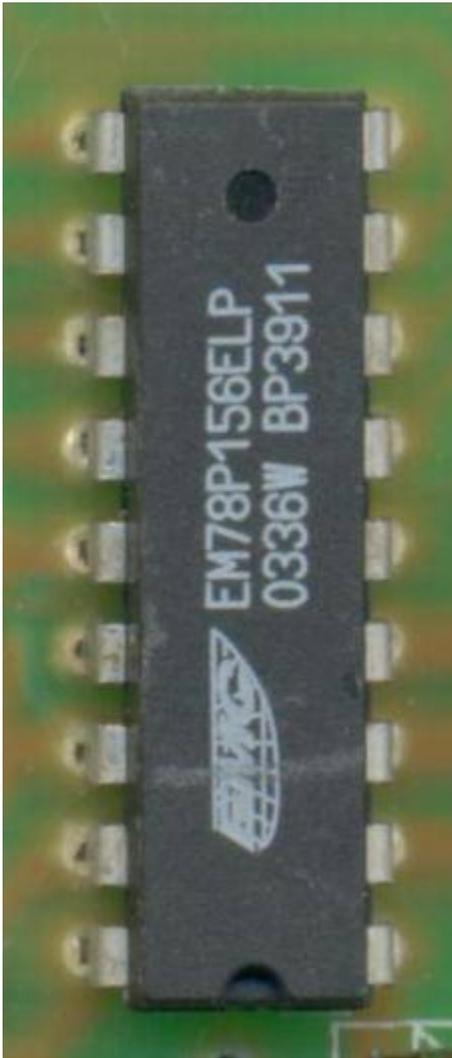
Scheda elettronica - retro



Fronte



Retro





EM78P156EL
OTP ROM

EM78P156ELP
EM78P156ELM

