

# **BioSensori**

[nicola.carbonaro@centropiaggio.unipi.it](mailto:nicola.carbonaro@centropiaggio.unipi.it)

# Biosensori ad affinità

- Rappresentano la seconda generazione di biosensori per applicazioni biomediche
- Sfruttano la capacità di anticorpi, recettori, acidi nucleici di legarsi in modo specifico alle molecole di interesse
- **I biosensori catalitici** utilizzano bio-componenti in grado di riconoscere molecole e di trasformarle in prodotti attraverso una reazione chimica.
- **I biosensori di affinità** sfruttano le specifiche capacità di una molecola di legarsi specificatamente all'elemento di bioriconoscimento.
- **Immunosensori**
  - Basati su anticorpi (Ac): sfruttano il legame specifico che si crea tra Ac e il relativo Antigene (Ag)
- Biosensori ad **acidi nucleici** (DNA/RNA)
  - sfruttano il legame con sequenze complementari

# Immunosensori

- Gli **immunosensori** sono un tipo particolare di biosensori basati sulla capacità tipica degli anticorpi di riconoscere e legare a sé antigeni.
- Gli anticorpi sono proteine globulari che giocano un ruolo fondamentale nel sistema immunologico degli organismi viventi.
- Produzione: tramite tecniche di ibridizzazione e clonazione è attualmente possibile produrre anticorpi monoclonali che riconoscono e sono capaci di legarsi praticamente a qualsiasi tipo di molecola o antigene.
- È quindi possibile realizzare immunosensori per la rivelazione di una vasta gamma di sostanze.
- Gli anticorpi (Ac) reagiscono in maniera reversibile con gli antigeni (Ag) e l'**affinità** fra i due è determinata dalla **costante di dissociazione**  $K_d$ .

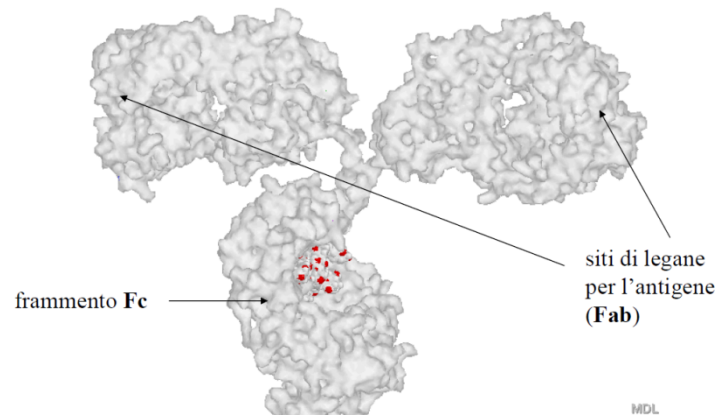


Legame reversibile di tipo non covalente (interazione debole su una piccola porzione di Ac)

# Immunosensori

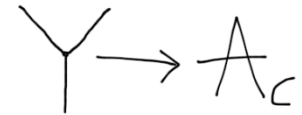
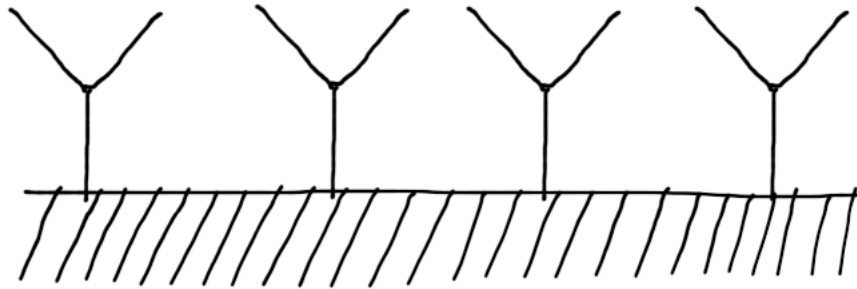
- Kd ha un valore tipicamente compreso tra  $10^{-4}$  e  $10^{-12}$  moli/litro,
- Valori più piccoli indicano una affinità più elevata
  - Maggiore concentrazione di anticorpi legati a parità di concentrazione iniziale (equilibrio della reazione più spostato a destra)
- Nella risposta immunitaria la molecola dell'antigene non è interessata in tutto, bensì solo in piccolissime aree della sua superficie, chiamate siti antigenici o epitopi. Il legame che si instaura tra anticorpo ed antigene è di tipo non covalente. Le forze che agiscono sono forze elettrostatiche, ponti di idrogeno, legami idrofobici e forze di Van der Waals.

Anticorpo: visualizzazione in modalità "surface"

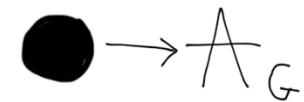
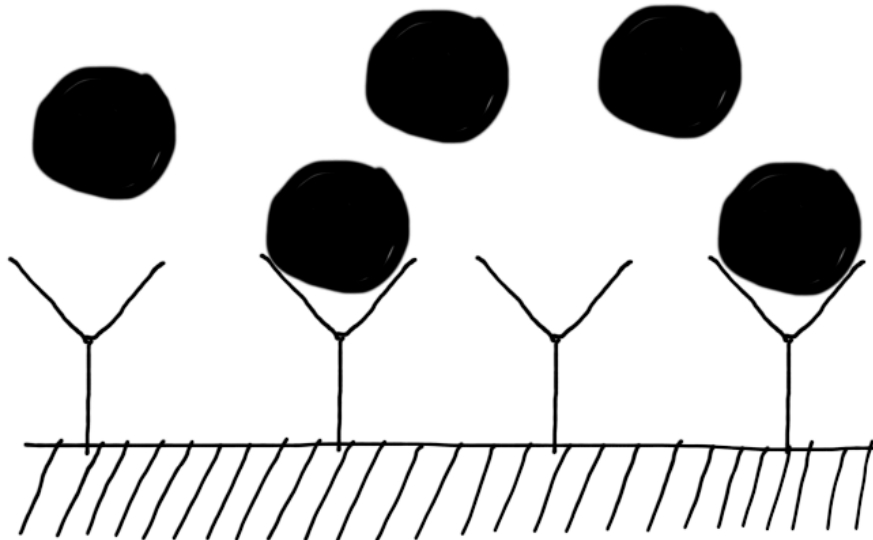


# Immunosensori

- Il recettore (ovvero l'anticorpo) viene immobilizzato su un supporto che viene posto in contatto con la soluzione contenente l'analita da misurare



- L'anticorpo reagisce con gli antigeni in soluzione (si creano i siti di legame). Maggiore la concentrazione di Ag più alto sarà il numero di Ac legati.



# Immunosensori

- In sintesi (I principi sono analoghi agli altri sensori di affinità)
  - Ag sostanza target (analita)
  - Ac immobilizzato su una superficie e immerso in soluzione
  - Si forma il complesso Ag-Ac sullo strato anticorpale
    - La percentuale di Ac legato è funzione della concentrazione di Ag in soluzione e di Kd

$$p = \frac{N_{Ac-Ag}}{N_{Ac_{tot}}}$$

→ Numero anticorpi legati

→ Numero anticorpi totali

- p viene rilevata con tecniche tradizionali
- Necessità di un modello

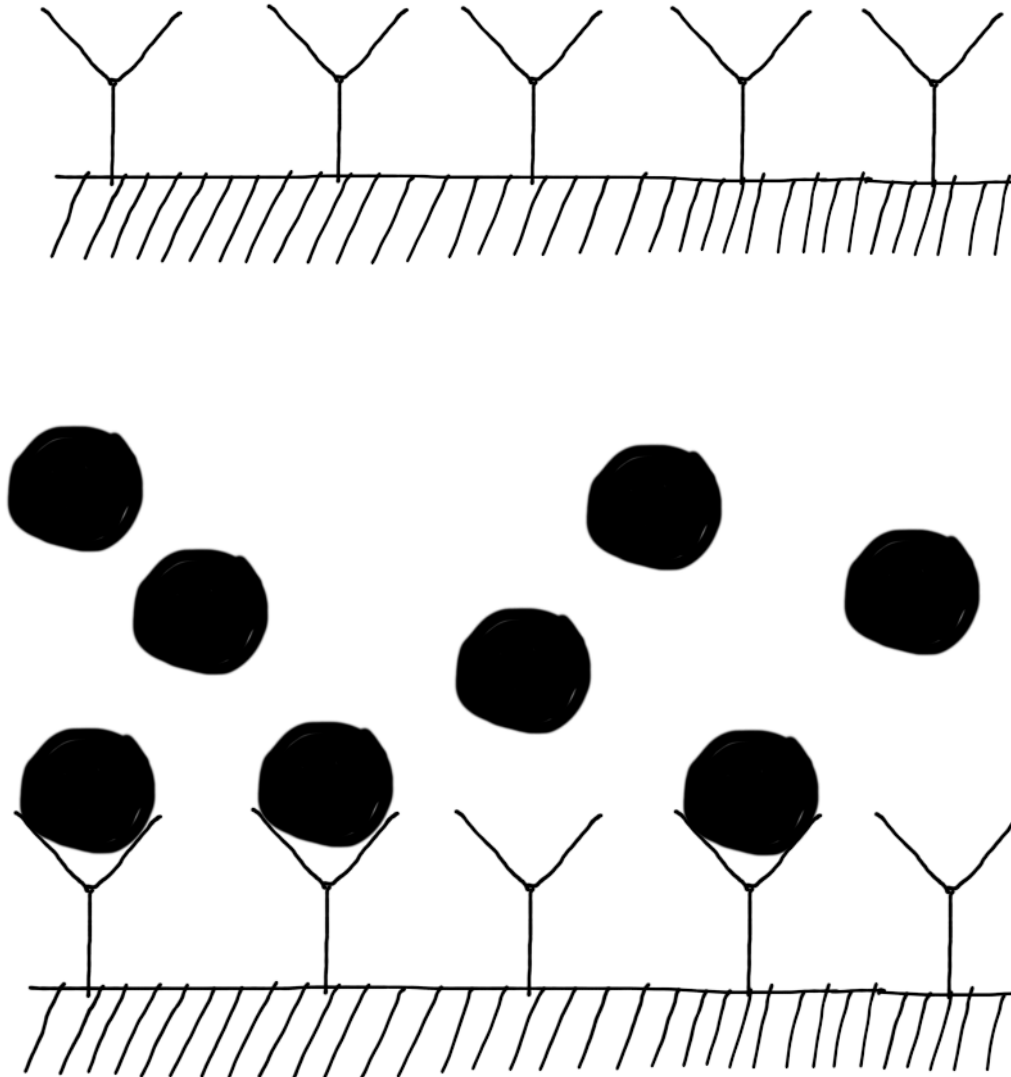
$$[Ag] = f(p)$$

# Immunosensori

- La quantità di Ag legati viene misurata con tecniche tradizionali (ottiche, gravimetriche, elettrochimiche) e messa in relazione con la concentrazione di Ag in soluzione
- Come nel caso dei biosensori catalitici, occorre trovare un modello che leghi la quantità di Ag legati (percentuale di Ag-Ac sul totale di Ac iniziali) alla concentrazione dell'analita (Ag) in soluzione
- Classificazione immunosensori
  - Diretti
    - L'evento di riconoscimento e la formazione del legame viene rivelato direttamente. I sensori diretti consistono in un anticorpo, o un antigene, immobilizzato su una superficie solida. Il legame fra antigene ed anticorpo provoca un cambiamento in proprietà quali potenziale, capacità o massa, che un trasduttore converte in un segnale misurabile.
  - Indiretti
    - Richiedono un certo numero di passaggi in più rispetto agli altri (tempi di misura più lunghi). Marcatura (**labelling**) di Ag o Ac . Hanno però il vantaggio di sfruttare metodi di trasduzione più vantaggiosi dal punto di vista dell'acquisizione del segnale (Immunosensore competitivo, Immunosensore sandwich)

# Configurazione Immunosensori

- Diretto: processo 2 passi



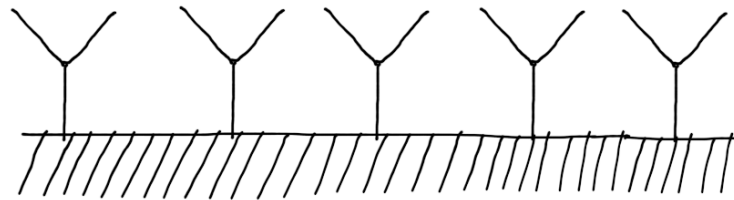
Immobilizzazione  
Ac sul supporto



Esposizione all'analita  
(Ag) e misura  
dell'interazione Ac-Ag  
(percentuale di  
anticorpi legati)

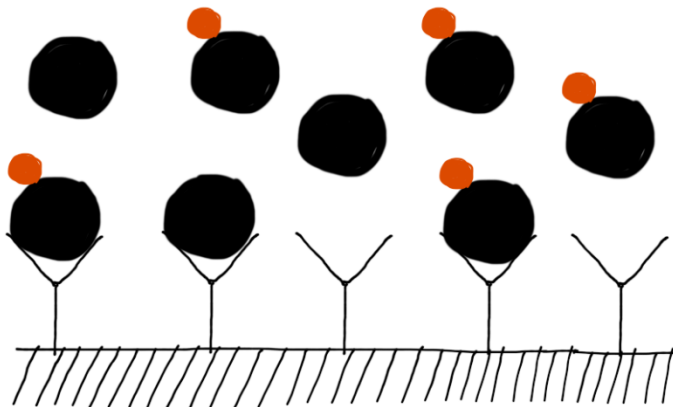
# Configurazione Immunosensori

- **Competitivo:** metodo indiretto, 4 passi



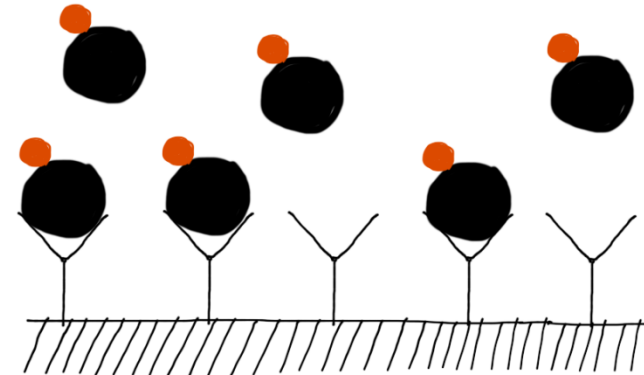
Immobilizzazione  
Ac sul supporto

Esposizione all'analita  
(Ag) e attesa tempo di  
equilibrio.



Marcatura (**labelling**) di  
una certa quantità di Ag

Inserimento Ag marcato  
e attesa del tempo  
necessario all'equilibrio



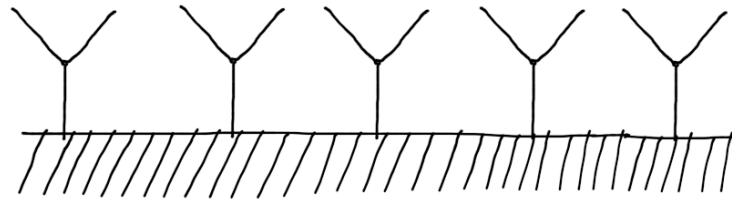
Si misurano i siti occupati dall'antigene marcato che risulta in **competizione** con Ag. Minore legame con Ag marcato maggiore è Ag in soluzione.

# Immunosensore competitivo

- Nella configurazione competitiva l'anticorpo viene immobilizzato su una superficie solida.
- La misura viene effettuata facendo interagire il campione (che contiene l'antigene in concentrazione incognita) con una concentrazione nota di antigene preventivamente marcato con ad esempio, un fluoroforo.
- Tale antigene viene intrappolato in un vano adiacente alla guida d'onda (nel caso di immunosensore ottico) grazie ad una membrana semi-permeabile che permette il passaggio all'antigene da misurare.
- L'antigene marcato compete con il campione da analizzare nell'occupazione dei siti anticorpali ed il segnale così ottenuto è inversamente proporzionale alla concentrazione incognita.
- Tipicamente, questa tecnica viene utilizzata in casi in cui l'antigene è troppo piccolo per essere rivelato con metodi diretti. La molecola marcata è una proteina coniugata con l'antigene, ad esempio albumina derivatizzata con il fluoroforo rodamina.

# Configurazione Immunosensori

- **Sandwich:** metodo indiretto, 4 passi

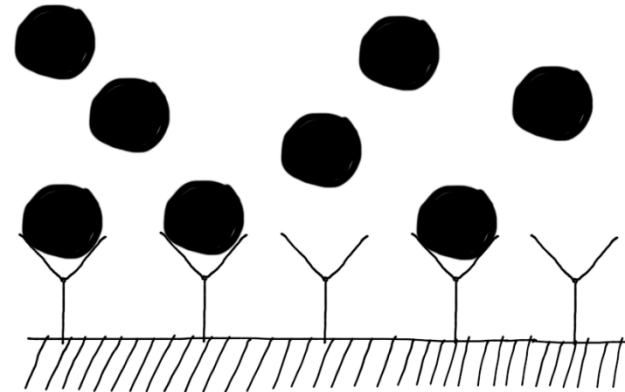


Immobilizzazione  
Ac sul supporto

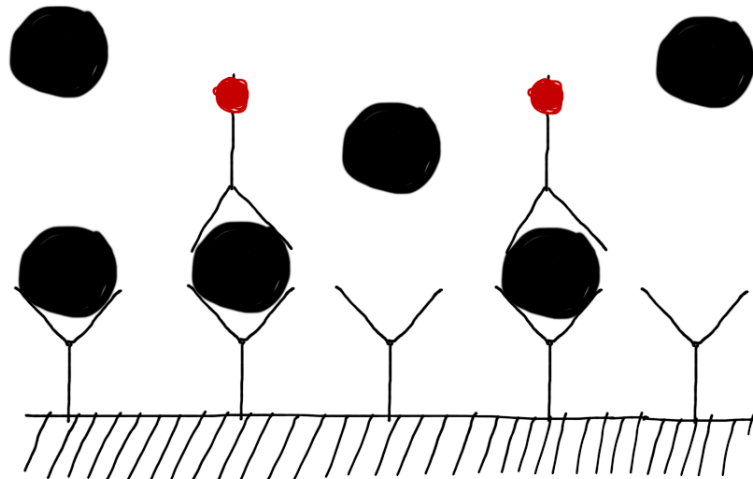
Marcatura (**labelling**) di  
una certa quantità di Ac

Esposizione all'analita  
(Ag) e attesa tempo di  
equilibrio.

Inserimento Ac marcato  
e attesa del tempo  
necessario all'equilibrio



Si misurano i siti occupati dall'anticorpo  
marcato. Maggiore legame con Ac marcato  
maggiore è Ag in soluzione.



# Immunosensore Sandwich

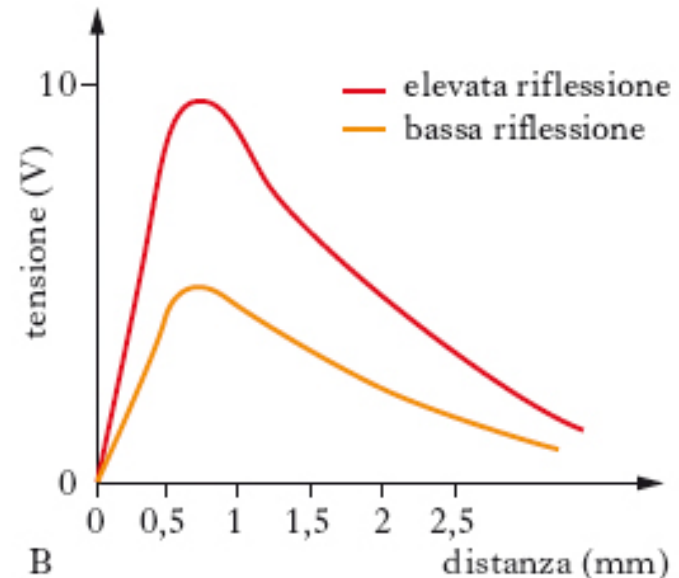
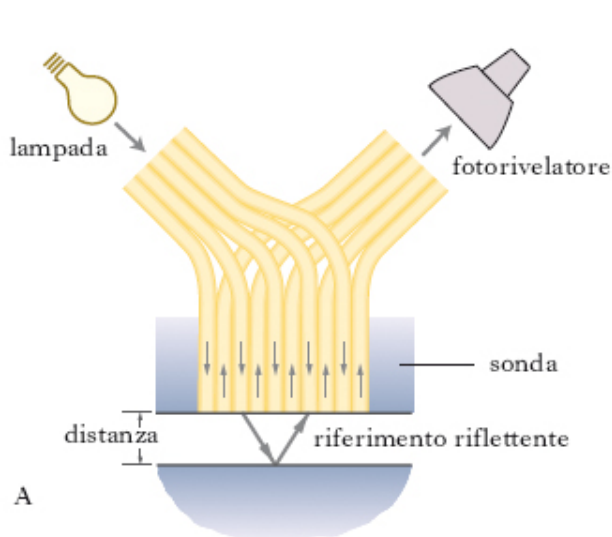
- Nel metodo sandwich, invece, una volta che l'antigene ha reagito con l'anticorpo immobilizzato, viene introdotto un secondo anticorpo marcato che si lega con l'antigene già attaccato all'anticorpo sulla superficie, creando appunto una sorta di sandwich di cui l'antigene occupa lo strato centrale.
- Il sistema a sandwich richiede due anticorpi monoclonali in grado di riconoscere due epitopi su due zone diverse del antigene. Quest'ultima configurazione può essere utilizzata solo nei casi in cui l'antigene è grande abbastanza per presentare due epitopi diversi.
- Sono evidenti il maggior numero di operazioni richieste e la necessità della presenza di un operatore (o di una accresciuta complessità nel caso di ingegnerizzazione automatica della procedure).
- In compenso, però, è così possibile analizzare qualsiasi tipo di antigene con sistemi ottici, marcando opportunamente l'anticorpo secondario mentre per sensori gravimetrici, la tecnica a sandwich può aumentare la sensibilità della misura.

# Metodi di trasduzione

- La percentuale di Ag legati può essere rivelata con tecniche ottiche, elettriche, o gravimetriche (variazione di peso).
- I sistemi di trasduzione elettrica (potenziometrico, amperometrico) sono simili a quelli visti per i sensori enzimatici.
- Tra i metodi rimanenti quelli più utilizzati sono quelli ottici
  - fluorescenza indotta da un onda evanescente (TIRF)
  - risonanza di plasmoni superficiali (SPR)
  - accoppiatore a reticolo

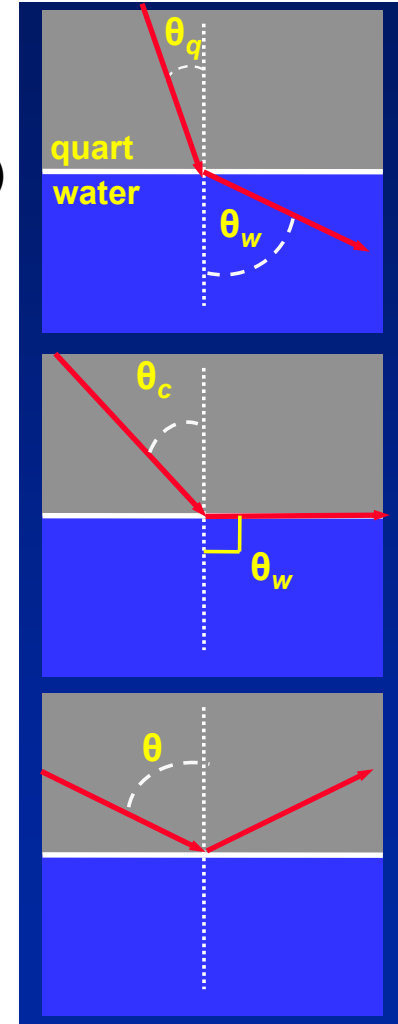
# Immunosensori ottici

- Gli immunosensori ottici utilizzano una guida d'onda, che viene a contatto con la soluzione contenente l'antigene da analizzare.
- La parte sensibile di tali dispositivi è costituita dalla superficie su cui è immobilizzato l'anticorpo. La formazione del composto antigene-anticorpo provoca una variazione nei parametri ottici che caratterizzano il film anticorpale, tra cui l'indice di rifrazione complesso e lo spessore dello strato.
- Generalmente viene analizzata la luce riflessa dalla superficie sensibile e da tale misura si risale alla variazione delle costanti ottiche.



# Immunosensore TIRF (Total Internal Reflection Fluorescence)

- Sfrutta il principio della Riflessione interna totale
  - Si genera tra due mezzi trasparenti aventi indice di rifrazione diverso
  - Avviene all'interfaccia tra un mezzo più denso (indice di rifrazione  $n_1$ ) e uno meno denso (indice di rifrazione  $n_2$ ,  $n_1 > n_2$ ) quando l'onda incide con un angolo maggiore dell'angolo critico  $\theta_c$  ( $\sin(\theta_c) = n_2/n_1$ )
  - Caso 1) Rifrazione:
    - Quando  $n_1 \sin(\theta_q) = n_2 \sin(\theta_w)$
  - Caso 2) Propagazione lungo l'interfaccia
    - Quando l'angolo di incisione = angolo critico  $\theta_c$
  - Caso 3) Riflessione Interna Totale
    - Angolo incisione  $>$  Angolo Critico
    - La luce incidente non passa nel secondo mezzo

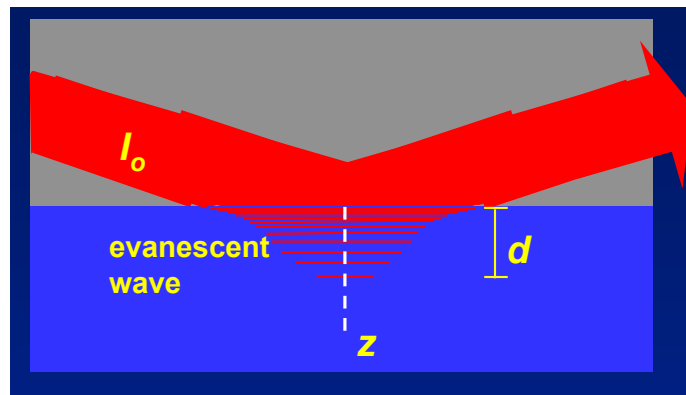


# Immunosensore TIRF (Total Internal Reflection Fluorescence)

- Analizzando il fenomeno con le equazioni di Maxwell si ottiene nel mezzo meno denso ( $n_2$ ) un campo evanescente diretto perpendicolarmente all'interfaccia
  - L'intensità del campo evanescente decade esponenzialmente con la distanza ( $z$ ) dall'interfaccia stessa

$$I = I_0 e^{-z/d_p} \qquad d_p = \frac{\lambda}{4\pi(n_1^2 \sin^2 \theta - n_2^2)^{1/2}}$$

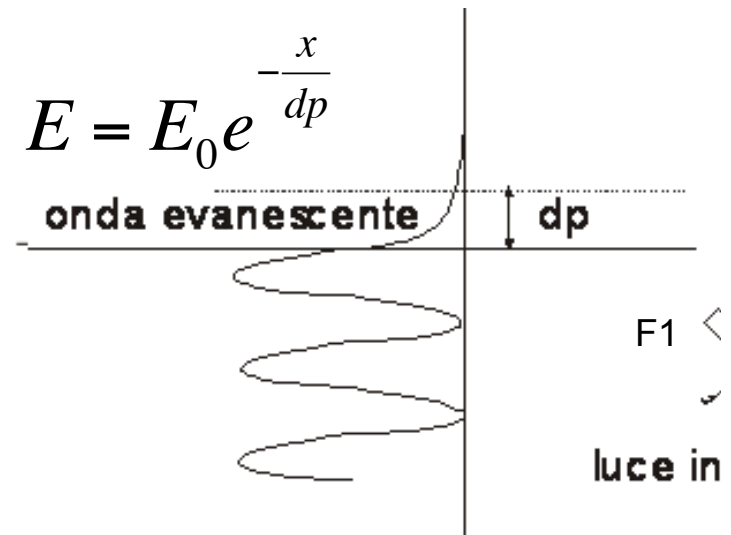
- $d_p$  è detta profondità di penetrazione (il campo iniziale è attenuato di  $1/e$ ) ed è funzione della lunghezza d'onda  $\lambda$ , degli indici di rifrazione, e dell'angolo di incidenza. La profondità di penetrazione è una frazione della lunghezza d'onda della luce incidente.



- Le caratteristiche dell'onda riflessa sono modulate dalla struttura fisica, nello strato limitato dalla profondità di penetrazione, dell'interfaccia a più basso indice di rifrazione

# Immunosensore TIRF

- Nel caso di riflessione totale interna esiste un campo evanescente che penetra nello strato meno denso
- L'intensità del campo evanescente diminuisce all'aumentare della distanza tra interfaccia guida/cladding
- **dp** profondità di penetrazione
- **dp** è una frazione della lunghezza d'onda della luce incidente
- Spessore strato anticorpale  $< dp$
- **L'onda evanescente interagisce con lo strato anticorpale e quindi con Ag marcato**
- Per questo motivo **l'onda riflessa all'interno della guida conterrà una lunghezza d'onda tipica della fluorescenza**
- Il filtro ottico **F2** estrae questa lunghezza d'onda e l'intensità associata viene letta da un fotorilevatore



**All'aumentare di [Ag] diminuisce l'intensità del segnale luminoso associato**

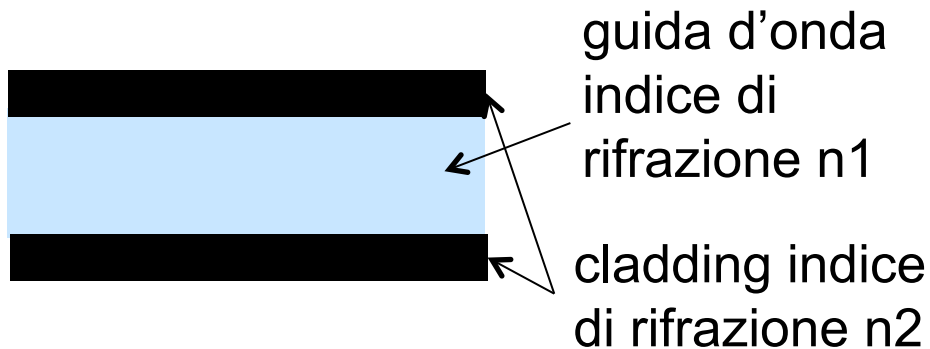
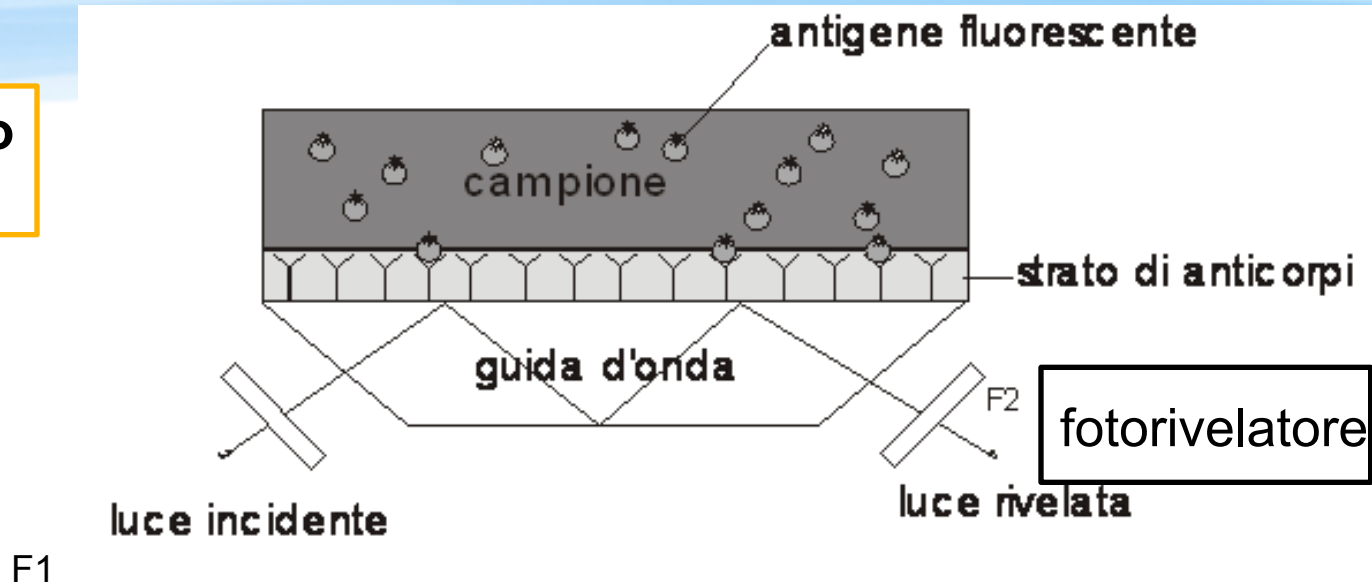
# Immunosensore TIRF

## Principio di funzionamento della misura

- Le guide d'onda, sulle quali si immobilizzano gli anticorpi, rappresentano l'elemento di riflessione interna in cui la luce incide ad un angolo superiore all'angolo critico in modo tale da avere riflessioni interne multiple.
- La reazione antigene- anticorpo avviene all'interfaccia anticorpo soluzione e il composto che si forma ha uno spessore notevolmente inferiore rispetto alla lunghezza d'onda della luce incidente
- L'onda evanescente penetra nel mezzo meno denso per frazioni della lunghezza d'onda
  - Le reazioni antigene-anticorpo vengono rilevate tramite parametri significativi del raggio riflesso
- L'onda evanescente interagisce con le molecole fluorescenti, in questo modo l'onda riflessa contiene una lunghezza d'onda tipica della fluorescenza.
  - Il limite maggiore dei dispositivi a fluorescenza è la necessità di avere molecole fluorescenti e elevato segnale di sottofondo dovuto alle molecole fluorescenti presenti nel volume dove penetra l'onda evanescente.
  - Utilizzando un sistema con guide d'onda a doppio canale (uno di riferimento) per sottrarre il sottofondo, e con l'aiuto dei indicatori fluorescenti molto efficaci, è possibile rivelare concentrazioni addirittura femtomolari.

# Immunosensore TIRF

**Competitivo  
(labelling)**

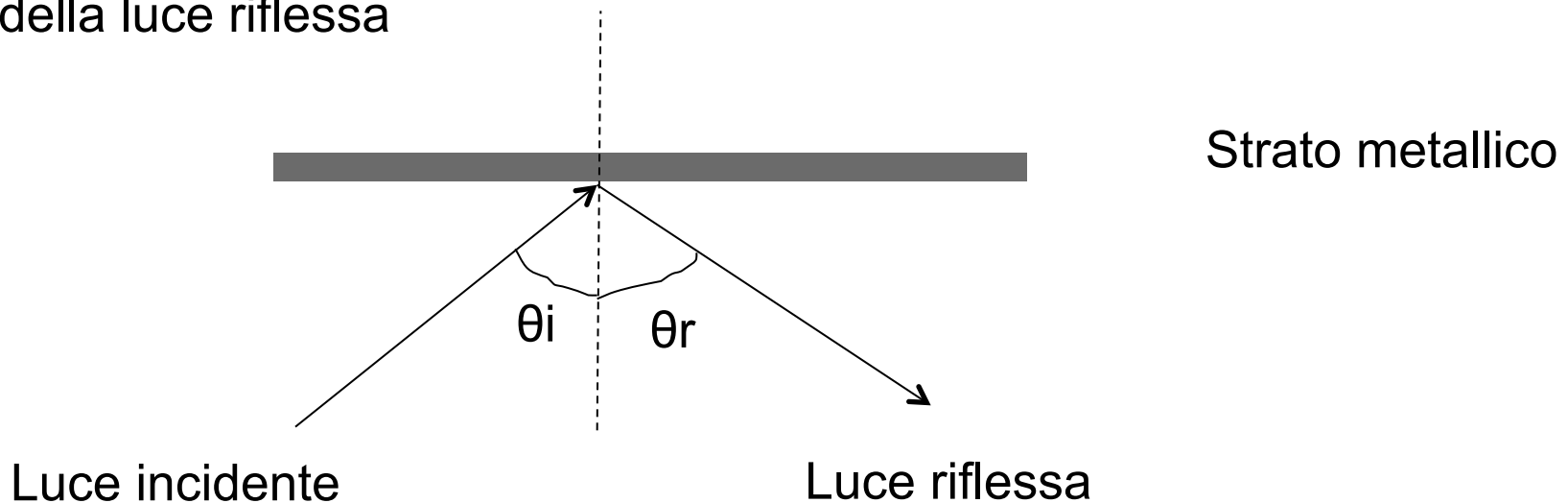


Filtro ottico F2 alla lunghezza d'onda tipica della fluorescenza della particella attaccata all'antigene marcato

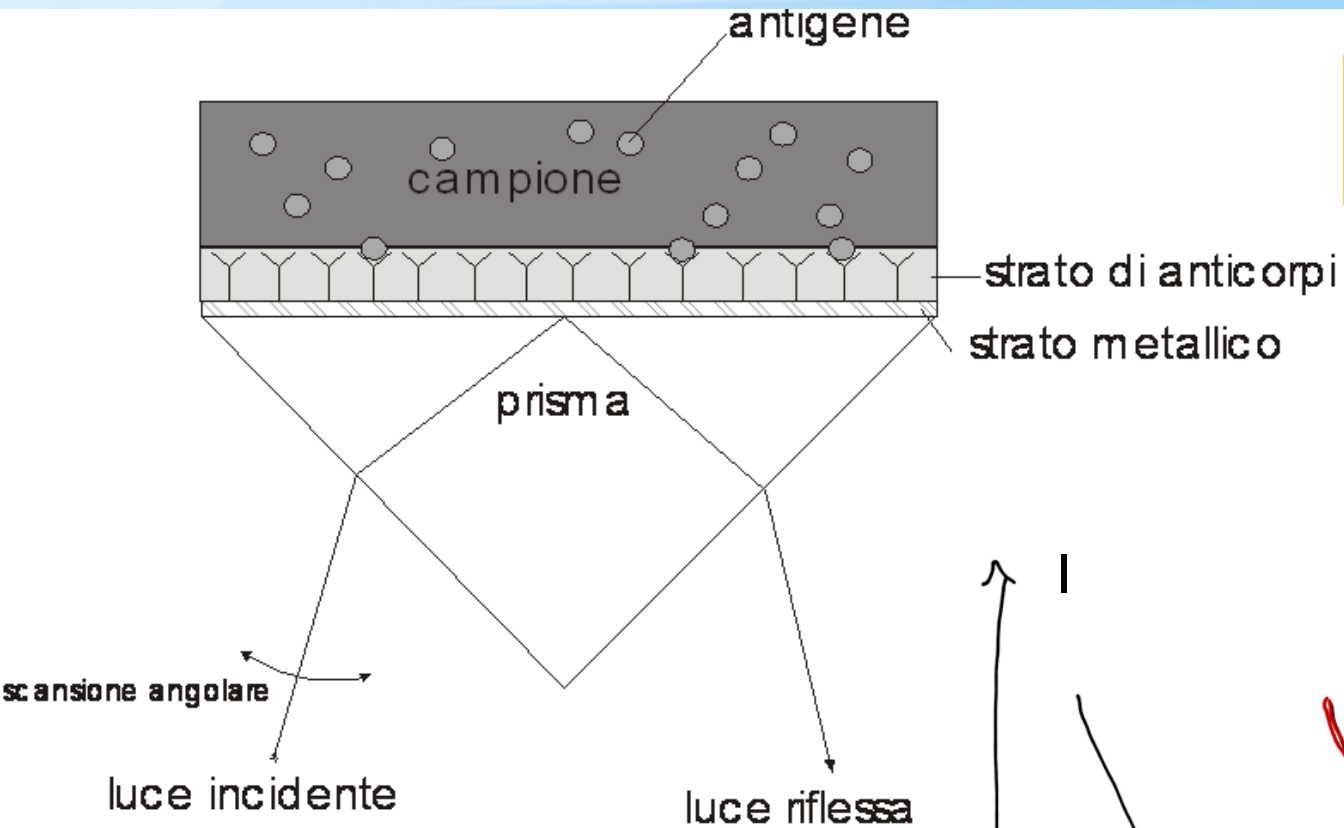
# Immunosensore SPR

## Surface Plasmon Resonance (SPR)

- I plasmoni rappresentano i quanti delle oscillazioni delle cariche superficiali. Possono essere eccitati otticamente se una luce incidente viene riflessa da un sottile strato metallico.
- Esiste un angolo di incidenza ( $\theta_0$ ) per cui si instaura la risonanza dei plasmoni superficiali che corrisponde ad una drastica caduta di intensità della luce riflessa

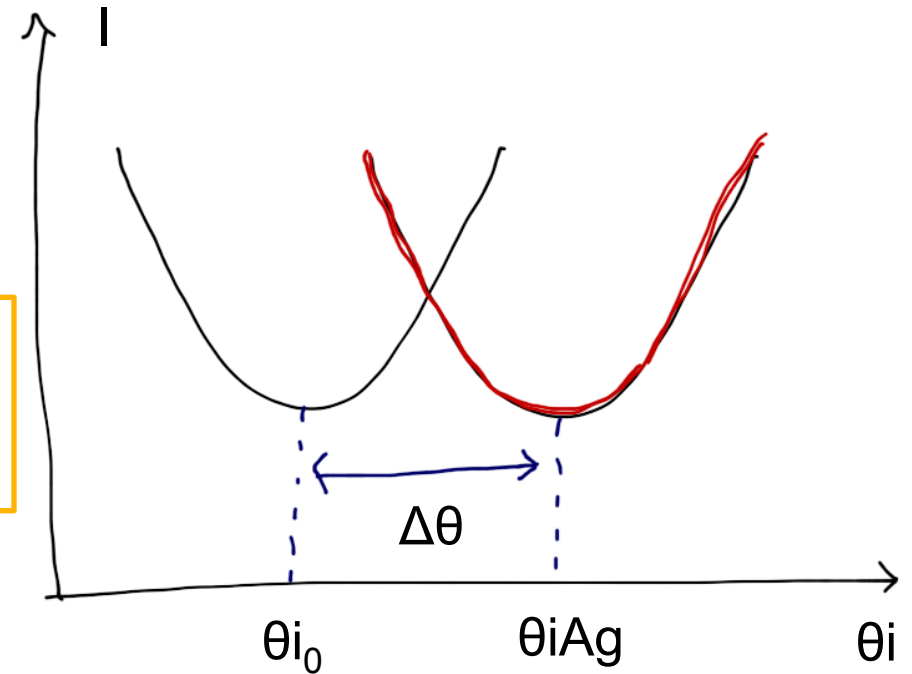


# Sensore SPR (Risonanza di Plasmoni Superficiali)



**Diretto  
(no labelling)**

Si osserva una traslazione del picco di risonanza che cresce all'aumentare degli Ac legati



# Immunosensore a risonanza plasmoni superficiali (SPR)

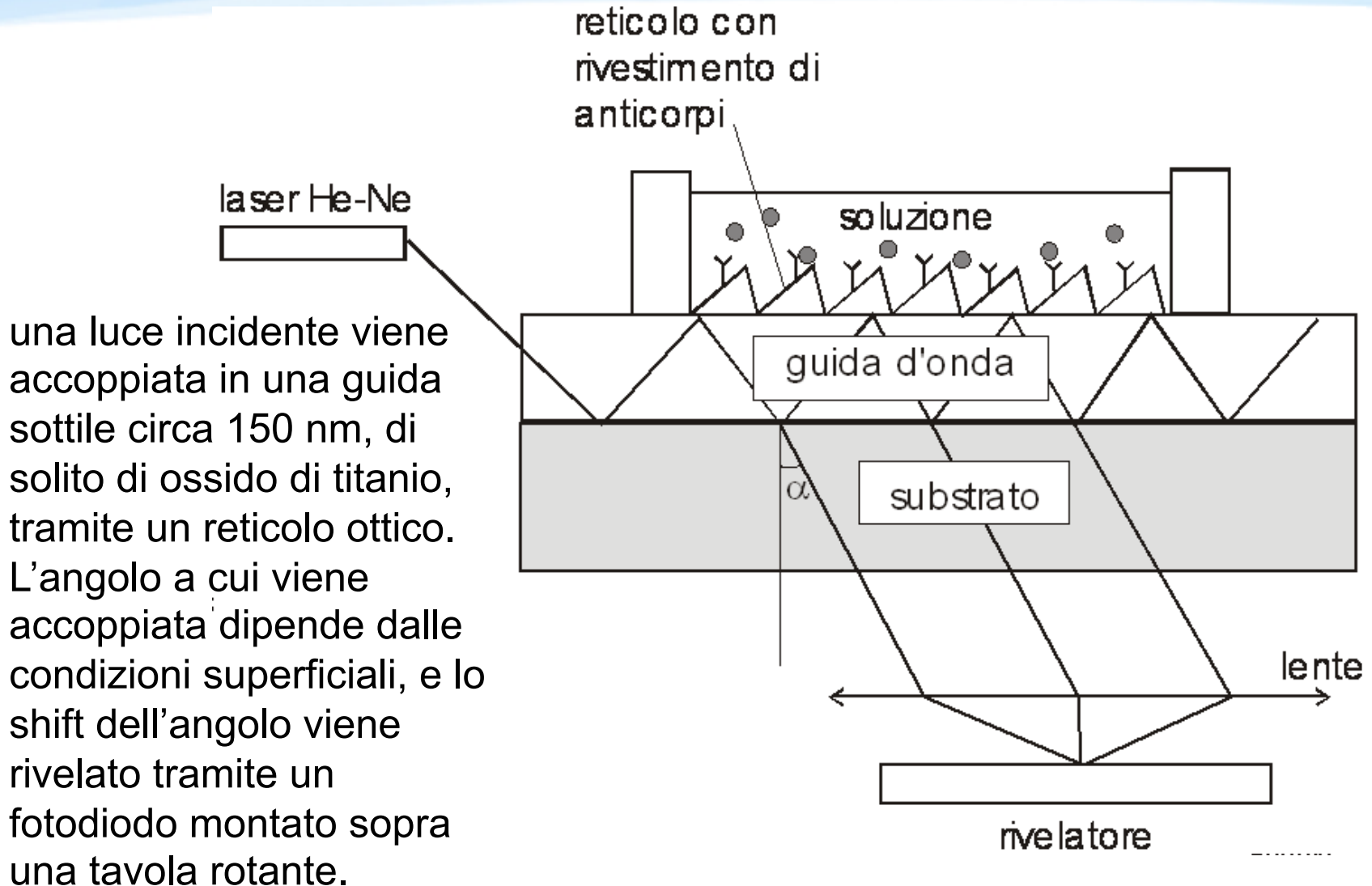
- La grandezza fisica che può essere rivelata è l'intensità luminosa ( $I$ ) in funzione dell'angolo di incidenza.
  - La risonanza si manifesta come una brusca caduta dell'intensità luminosa riflessa.
    - Dapprima si studia il sistema in assenza del campione da analizzare. Con tale configurazione la posizione e la profondità del picco dipendono dalle caratteristiche ottiche del metallo.
    - Introducendo il campione da analizzare vengono alterate le condizioni di risonanza. La traslazione angolare del minimo dipende dallo stato dei legami dello strato anticorpale
    - Tale proprietà ha consentito una vasta applicazione dei dispositivi SPR in campo biomedico ed ambientale.
    - Lo svantaggio principale di questa tecnica è che la sensibilità dipende dal peso molecolare dell'antigene, e quindi basse concentrazioni di molecole molto piccole non sono facilmente rivelabili.

# Immunosensore “grating coupler”

- Sempre utilizzando il fenomeno dell'onda evanescente, l'**accoppiatore a reticolo** o il “**grating coupler**” sfrutta la sensibilità dei modi di propagazione guidata in film sottili a cambiamenti all'interfaccia tra una guida d'onda e una soluzione.
- Come prestazioni, il sistema a “grating coupler” è molto simile a quello SPR, con il vantaggio che l'intera cella può essere costruita con la tecnologia del silicio, ed è quindi più economico. Un dispositivo per il monitoraggio di reazioni ad affinità è disponibile commercialmente (Artificial Sensing Instruments, Svizzera), e ha una sensibilità del ordine di qualche nanomolare.

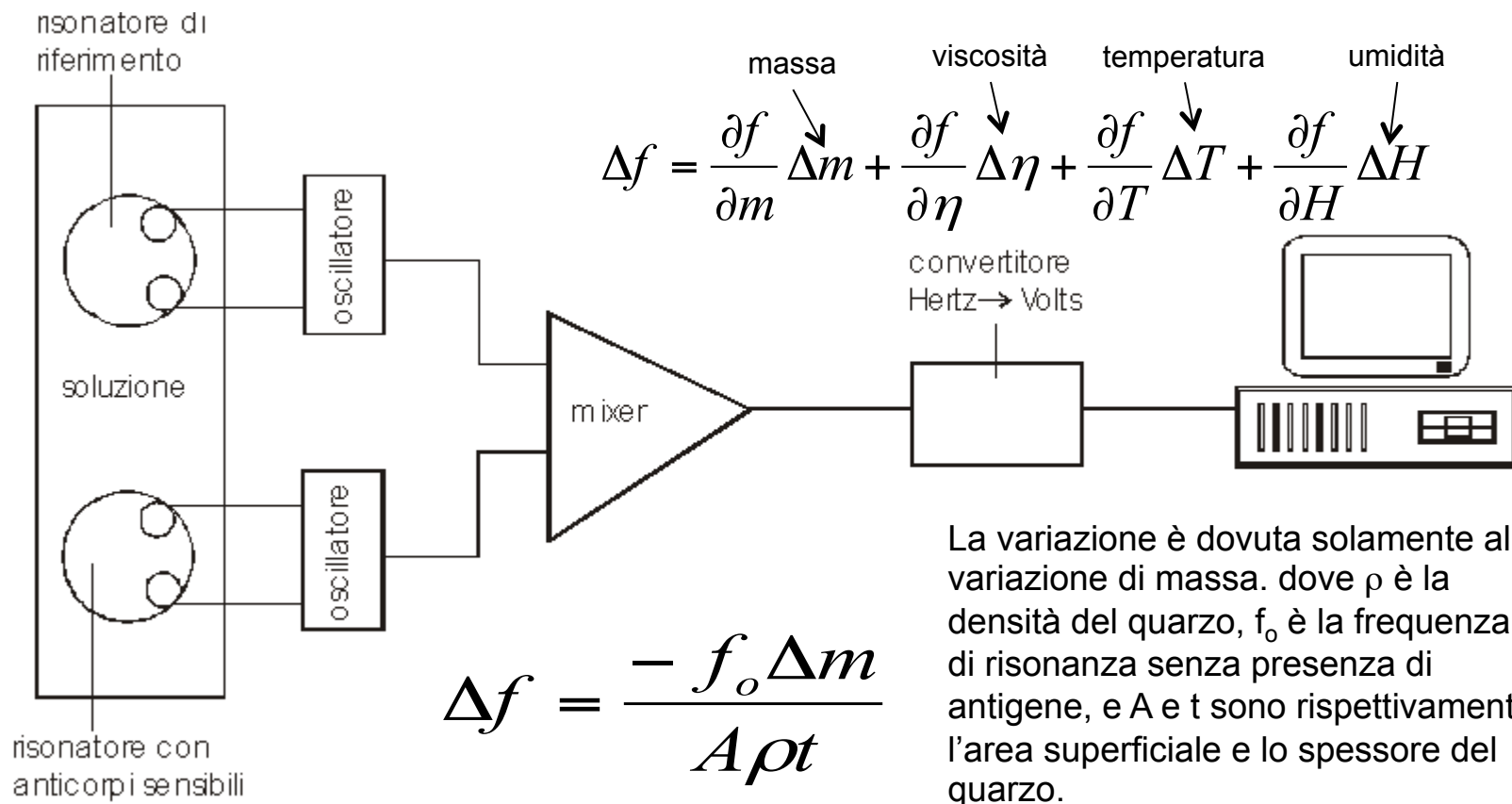
# *Immunosensore a “grating coupler”*

## *L'accoppiatore a reticolo*

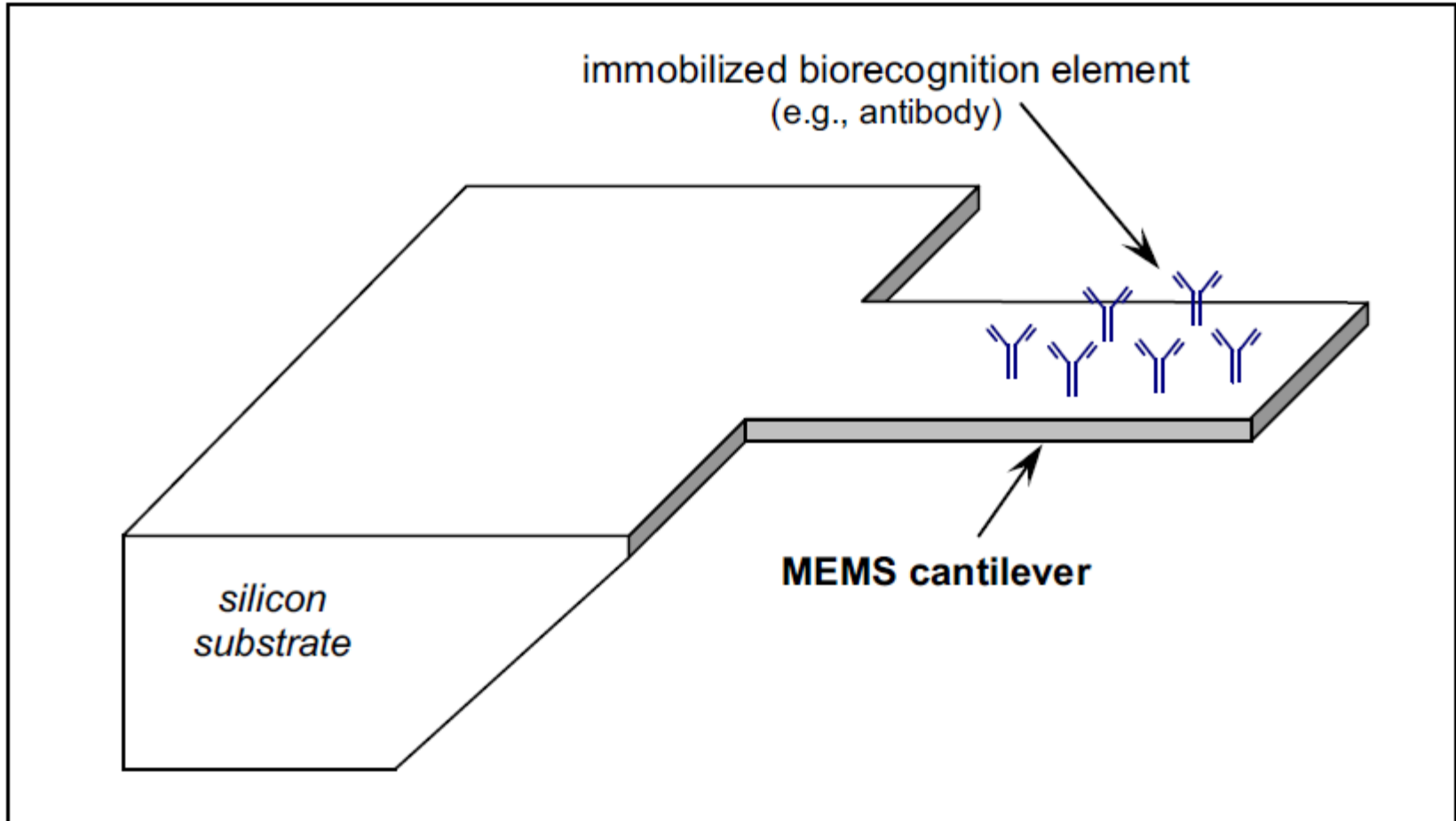


# Immunosensore a quarzo risonante

- Metodo gravimetrico basato su cristalli di quarzo
- Il principio di funzionamento è basato sul cambiamento di frequenza di risonanza di un cristallo di quarzo con variazione di peso, viscosità o densità del fluido a contatto con esse. Il cristallo di quarzo viene inserito in un circuito oscillante e la frequenza di risonanza del sistema rispetto ad un quarzo di riferimento viene rivelata con un frequenzimetro.



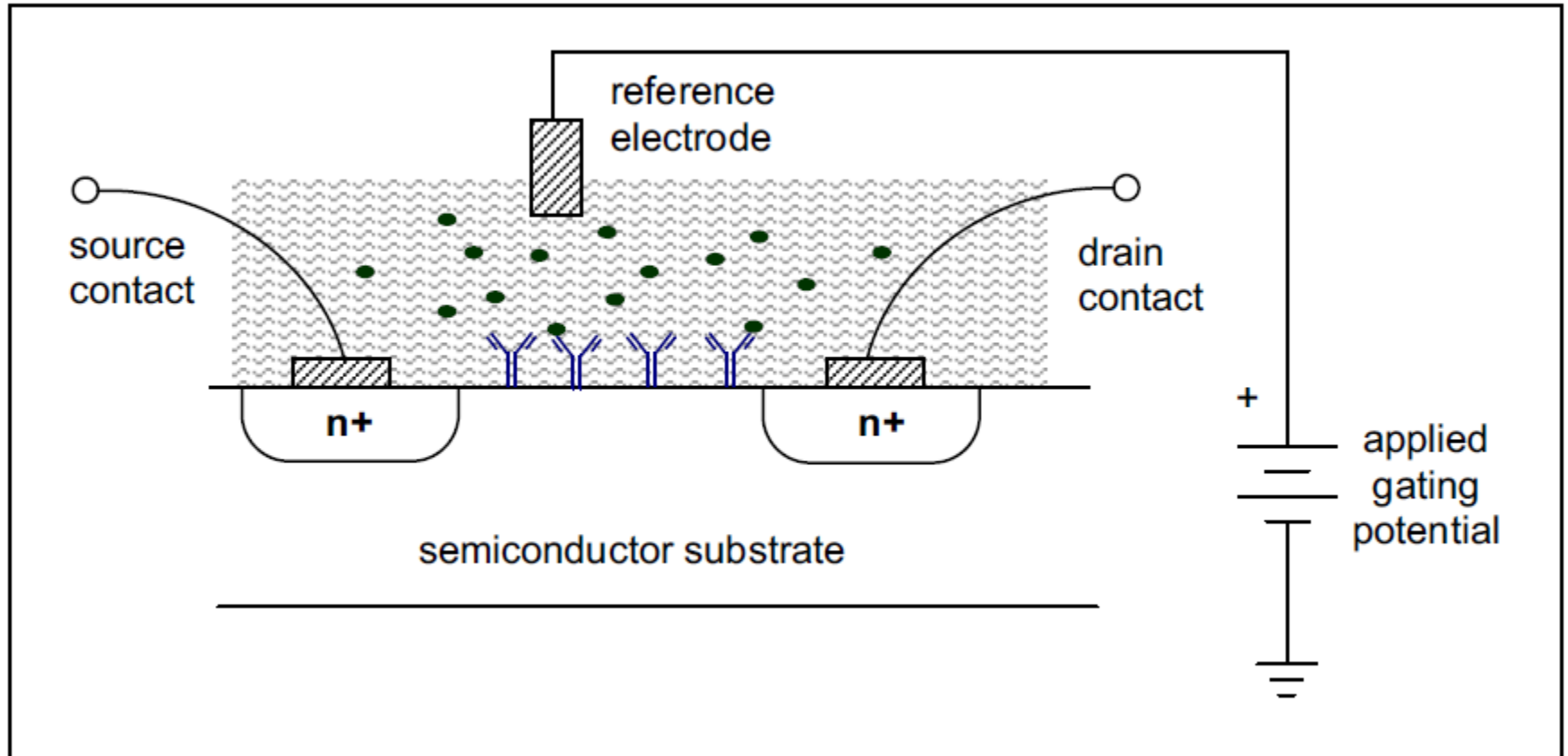
# Immunosensori gravimetrici MEMS



# Immunosensori elettrochimici

- Gli immunosensori elettrochimici possono essere potenziometrici, amperometrico, a semiconduttore o conduttimetrici.
- Gli immunosensori amperometrici sono molto complessi e coinvolgono enzimi e reazioni redox a cascata a seguito della reazione immunologica. In alternativa sono stati sviluppati metodi competitivi tra antigeni marcati con mediatori e l'analita. Nei sistemi potenziometrici viene rivelato il potenziale di una membrana ionoselettiva. La reazione antigene anticorpo è in grado di modulare tale potenziale ma non in maniera specifica, e quindi la misura deve essere eseguita dopo aver eliminato ioni interferenti. Sistemi potenziometrici sono stati sviluppati per analisi dell'ormone hGC (corionico gonadotropina umana) e per l'anticorpo di Wasserman (un indicatore della sifilide), con sensibilità di circa 10 nanomolare.
- I sistemi FET per il monitoraggio della reazione fra antigene e anticorpo consistono in uno strato di anticorpi immobilizzati sopra lo strato di  $\text{Si}_3\text{N}_4$  di un ISFET. In pratica la reazione immunologica deve dar luogo ad una modulazione della carica superficiale della membrana sensibile, con un conseguente cambiamento delle cariche nella zona d'inversione.
- Infine, la reazione immunologica può essere rivelata misurando la variazione di resistenza di un substrato conduttivo su cui sono stati immobilizzati anticorpi. Nei sensori conduttimetrici, solitamente basati su polimeri conduttori, la presenza di un antigene che abbia una carica può cambiare la conducibilità del sistema. Le misure devono essere eseguite applicando correnti alternate per evitare processi faradaici e l'elaborazione dei segnali d'uscita viene effettuata tramite l'analisi delle impedenze del sistema.
- Ulteriori sviluppi richiedono comunque qualche sistema per poter identificare, dal punto di vista elettrico, in maniera specifica, la reazione tra un anticorpo (Ab) e il suo antigene (Ag).

# Immunosensore elettrochimico su FET



# Esempio applicazione di Immunosensori Test di Gravidanza



# Principio Base di funzionamento

- DETERMINAZIONE QUALITATIVA DELLA GONODOTROPINA CORIONICA (HCG)
  - La gonadotropina corionica (HCG) compare nel sangue materno circa 10 giorni dopo la fecondazione. Pertanto la sua rilevazione nel siero e nelle urine può essere utilizzata come test precoce di gravidanza.
  - L'esame consiste nel trasferire il campione di urina o di siero nel pozzetto del campione della card e nell'osservare la comparsa di bande colorate. Il campione si sposta per capillarità lungo la membrana per reagire con il coniugato colorato.
- Due metodi di rilevazione
  - 1. Metodo immunocromatografico su membrana
  - 2. Metodo al lattice

# Metodo immunocromatografico su membrana

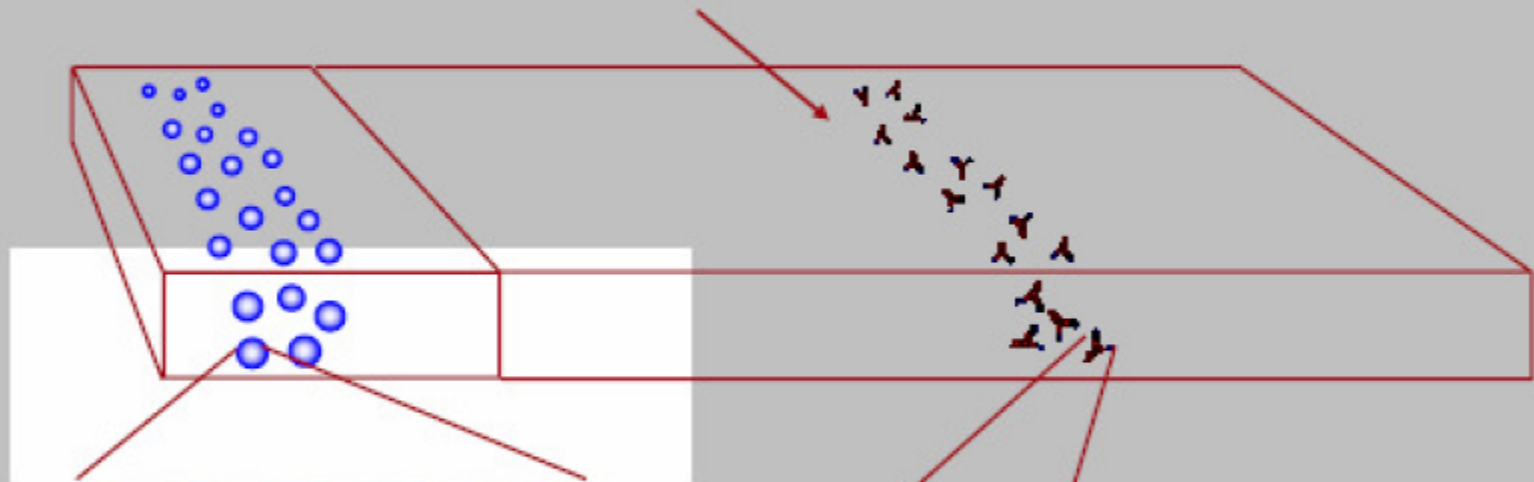
- Il test utilizza due bande per indicare il risultato. Il test, che utilizza una combinazione di anticorpi compreso un anticorpo monoclonale anti-hCG, permette di rilevare in maniera selettiva elevati livelli di hCG. La banda di controllo è costituita da anticorpi policlonali di capra e particelle oro-colloidal.
- I campioni positivi reagiscono con il coniugato colorato specifico anti-hCG; la reazione determina la comparsa di una banda colorata nella zona reattiva della membrana. L'assenza di questa banda colorata suggerisce un risultato negativo.
- Se il test è stato eseguito in maniera corretta, nella zona di controllo comparirà sempre una banda colorata indicando che è stata utilizzata una quantità corretta di campione e che la migrazione sulla membrana è avvenuta.

# Metodo al lattice

- Il metodo si basa sulla capacità agglutinante di due anticorpi monoclonali, diretti contro la HCG, immobilizzati su particelle di lattice.
- Quando la HCG è presente nel campione di urina con valori  $\geq 40$  mU/mL, gli anticorpi fissati al lattice si legano alla HCG provocando agglutinazione (risultato positivo). Quando la HCG è presente nel campione con valori  $\leq 40$  mU/mL, non si ha agglutinazione (risultato negativo).

# Prima del test

1. Antibody plotted on nitrocellulose



2.

Antibody adsorbed latex sprayed onto wick material (acts as a reservoir)

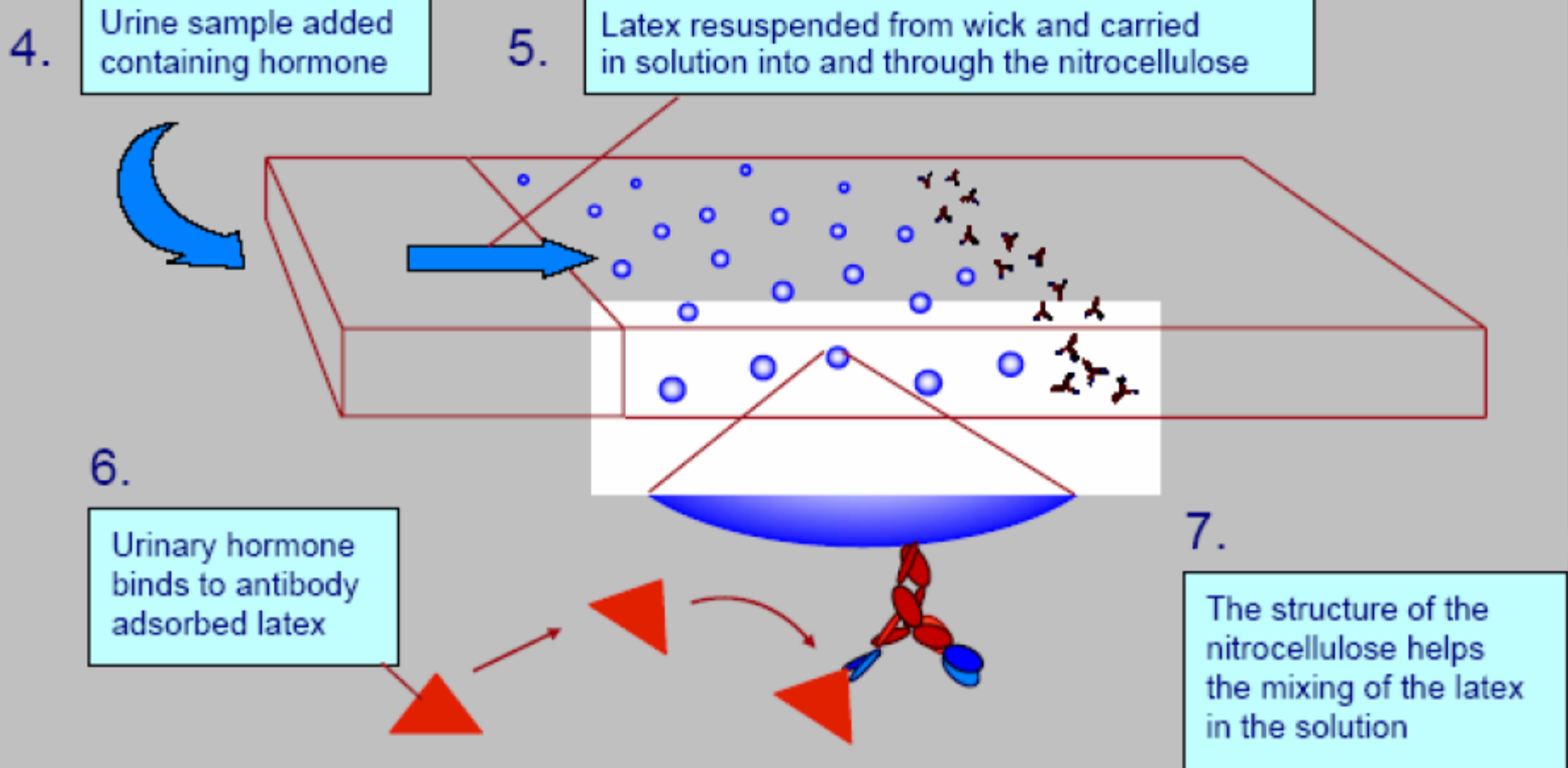


3.

Assay device stable for months if kept dry

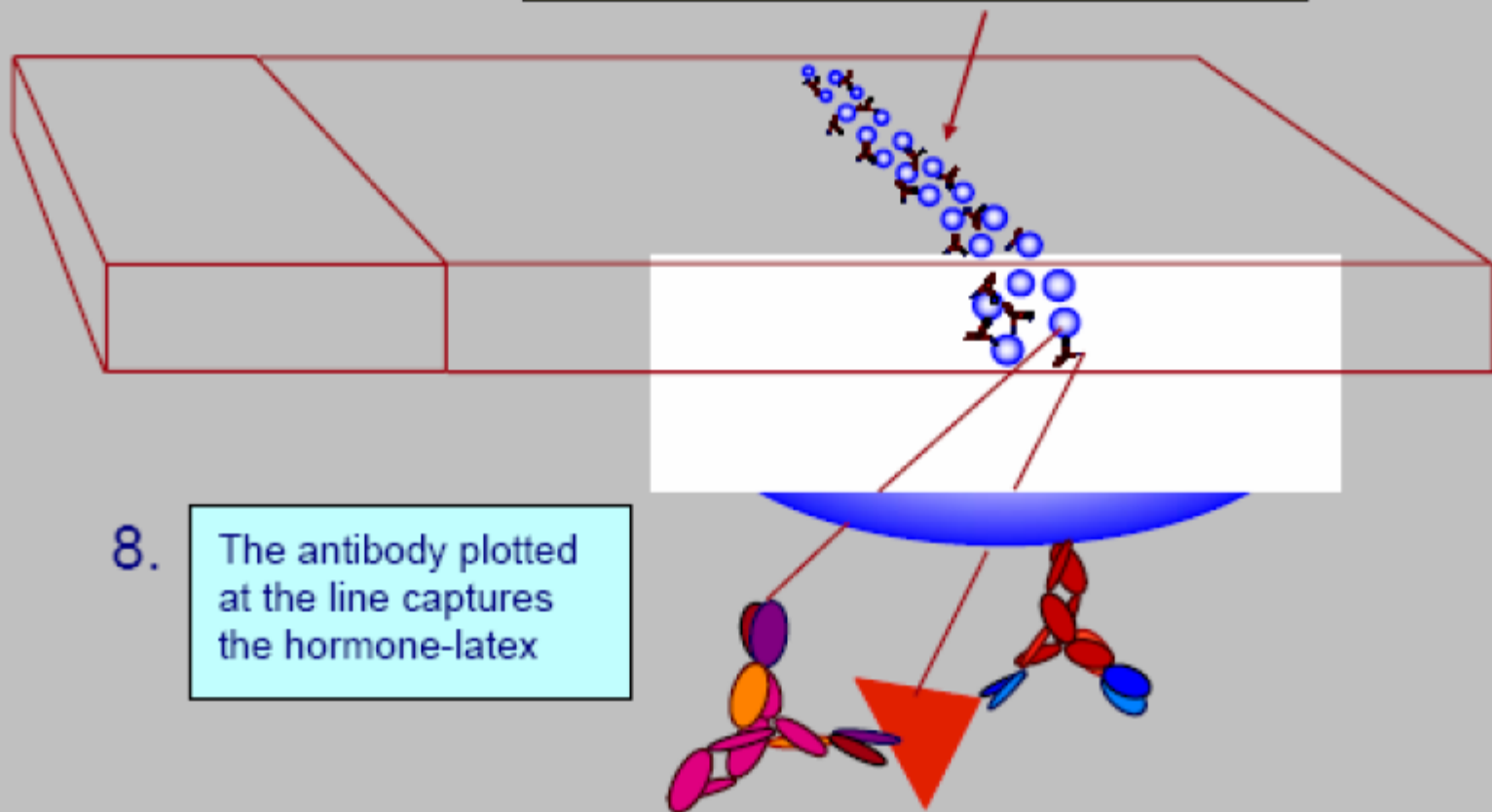


# Test



# Test positivo

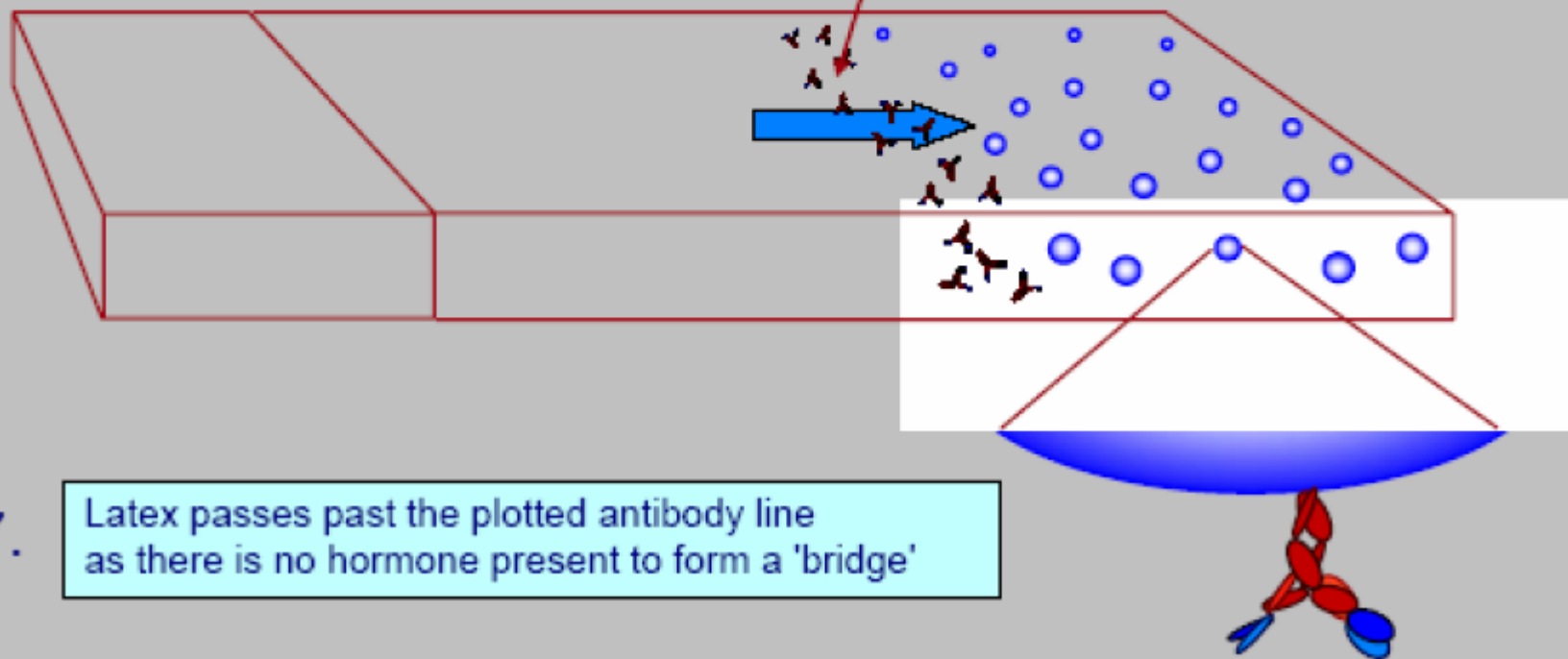
Formation of blue line due to hormone



8. The antibody plotted at the line captures the hormone-latex

# Test negativo

A blue line does not appear



7.

Latex passes past the plotted antibody line as there is no hormone present to form a 'bridge'

Tecnica di tipo Sandwich

# Applicazioni biomediche Immunosensori

- Le applicazioni più rilevanti sono quelle legate alla diagnostica clinica
- Il primo impulso per lo sviluppo di biosensori é venuto dalla necessità di eliminare o almeno minimizzare i tempi e le laboriose procedure delle analisi cliniche.
- I metodi usati per misurare la concentrazione di specie chimiche nei fluidi biologici constano di prelievi di grossi volumi di sangue, sottoposti a centrifugazione.
- I campioni vengono alla fine analizzati con tecniche elettrochimiche o immunoenzimatiche, tramite elettrodi sensibili a ioni, spettrofotometri o dosatori di radioattività, con lunghi periodi di incubazione.
- Gli esami richiedono inoltre l'intervento di personale esperto e l'uso di strumentazione complessa, costosa e generalmente ingombrante.

Specie Chimica	Esempi tipici	Tipico valore fisiologico
Ioni	Na <sup>+</sup> , K <sup>+</sup> , Cl <sup>-</sup> , H <sup>+</sup>	0.1 M
Gas	NH <sub>3</sub> , O <sub>2</sub> , CO, CO <sub>2</sub>	0.1 M
Metaboliti	Glucosio, urea, creatinina	10 mM
Farmaci	Salicilato, acetaminofina, gentamicina	0.1 mM
Steroidi	Cortisone	1 µM
Anticorpi	IgM, IgG	100 nM
Ormoni	Insulina, prolattina, HCG	10 nM
Antigeni	Epatite, HIV, alfa-feto proteina	0.1 nM

# Tecniche di recente sviluppo in cardiovascolare

- Malattie cardiovascolari (CVD) sono una delle principali causa di morte nel mondo
  - 40% decessi in UE
- CVD principali
  - Ipertensione
  - Ischemia cardiaca
    - scarso afflusso di sangue al cuore dalle arterie
  - Infarto miocardico acuto
    - sindrome acuta dovuta all'ostruzione di un arteria cardiaca. Provoca necrosi del tessuto cardiaco
  - Arteriosclerosi
    - malattia infiammatoria cronica delle arterie. Si ha un indurimento della parete arteriosa e la formazione di una placca arteriosclerotica il cui distacco può provocare dei trombi.
- **Problematica fondamentale:** tra i pazienti con dolori al petto e in stato di malore generale, riuscire a diagnosticare il prima possibile l'infarto miocardico acuto

# Tecniche di recente sviluppo in cardiovascolare

## ▪ Approccio diagnostico

- misura di concentrazione di determinati **biomarcatori** che vengono rilasciati nella fase acuta dell'evento (e.g. infarto)
- Biomarcatori
  - **Troponine Cardiache:** Cardio Troponina-I (cTnI), Cardio Troponina-T (cTnT)
    - fanno parte della definizione di *infarto miocardico acuto* della *Società Europea di Cardiologia* e dell'*American College of Cardiology*
    - sono altamente specifiche e diverse da quelle che vengono rilasciate dai muscoli scheletrici
    - Vengono rilasciate dal muscolo cardiaco nelle prime ore dopo l'evento acuto. cTnT viene rilasciata immediatamente.
    - Concentrazione nel plasma < 1mg/mL (Low Level of Detection (LLD) = 0.1 mg/ml, minimo valore che è necessario rilevare)
  - Mioglobina
  - Peptide Natrietico (NTP)
  - Proteina c-reattiva (CRP)
    - marker di processi infiammatori, recenti evidenze scientifiche hanno mostrato che questo marcatore potrebbe essere utilizzato per una diagnosi estremamente precoce
    - una concentrazione maggiore di 10 mg/L indica che uno stato infiammatorio è in corso

# Troponine Cardiache: cTnI e cTnT

- Il complesso della troponina è presente unicamente nel muscolo striato ed è costituita dalla troponina T, troponina I e dalla troponina C. Le diverse isoforme, prodotte da geni distinti, presentano strutture e funzioni differenti.
- I livelli circolanti nel siero sono normalmente molto bassi, ma possono aumentare rapidamente dopo necrosi miocardica.
- Le isoforme cardiache delle troponine T e I sono quindi indicatori molto specifici e molto sensibili di danno miocardico.

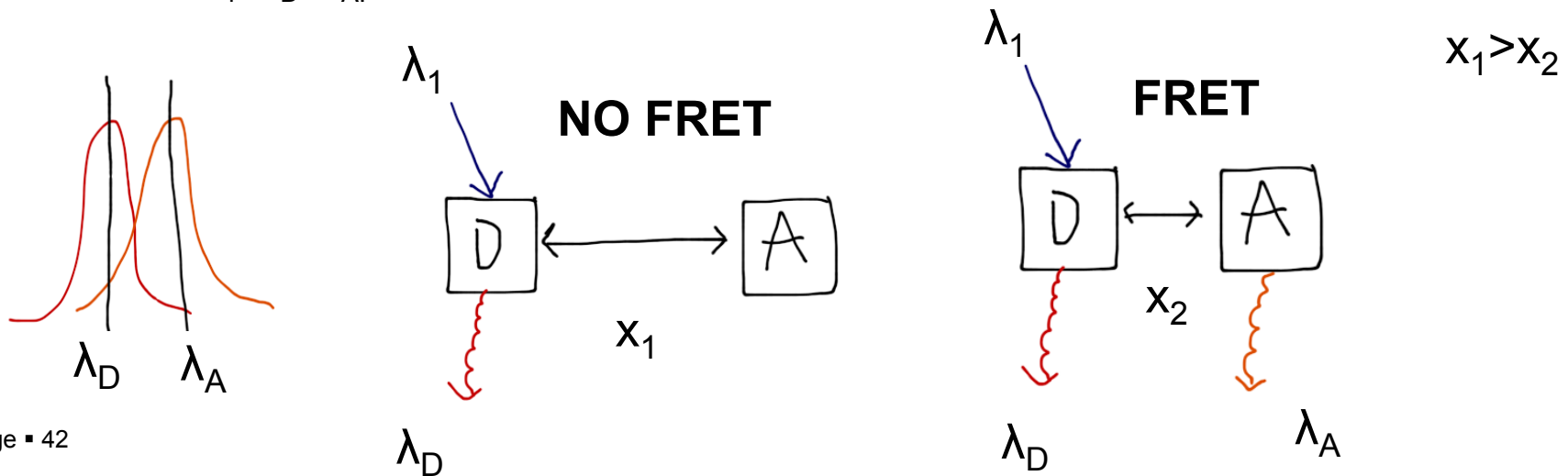
# Tecniche di recente sviluppo in cardiovascolare

- Tecnica standard per diagnosticare l'infarto miocardico acuto
  - ELISA (Enzyme Lynked Immunosorbent Assay)
    - Si tratta di un metodo d'analisi immunologica usato in biochimica per rilevare la presenza di una sostanza usando uno o più anticorpi ad uno dei quali è legato un enzima. La sostanza da rilevare può essere un antigene appartenente ad un patogeno. (<http://it.wikipedia.org/wiki/ELISA>)
    - L'anticorpo è legato ad un enzima. La lettura viene effettuata una volta atteso il tempo di legame Ag-Ac, iniettando il substrato relativo all'enzima e misurando la conseguente reazione come visto per i biosensori catalitici.
    - Problematiche
      - Lunghi tempi di preparazione
      - Labelling dell'anticorpo
      - Tempi di risposta troppo elevati
  - Necessità tecnologica
    - Sviluppare una tecnica di analisi per la diagnosi dell' infarto miocardico acuto che sia specifica, sensibile, a basso costo e veloce utilizzabile direttamente e in modo semplice nel point of care (ambulatorio medico, ambulanza..etc)
    - Esempio: biosensore per cTnT con LLD accettabile, bassi volumi di prelievo (20-50  $\mu$ L) e con **tempi di risposta inferiori al minuto**

# Biosensore per cTnI

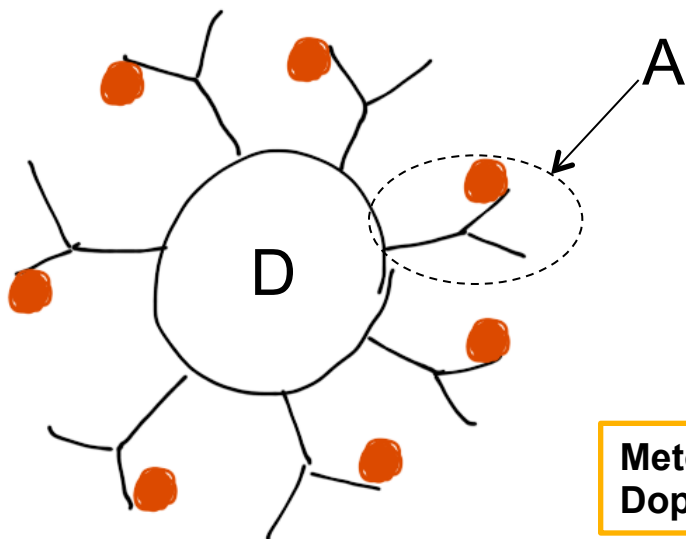
## ▪ Biosensori con tempi di risposta inferiori al minuto

- R. Cody Stringer, Daniel Hoehn, Sheila A. Grant “Quantum Dot-Based Biosensor for Detection of Human Cardiac Troponin I Using a Liquid-Core Waveguide” IEEE SENSORS JOURNAL, VOL. 8, NO. 3, MARCH 2008
- Utilizzo della tecnica FRET (Fluorescent Resonance Energy Transfer)
  - due molecole fluorescenti: donatore (D) e accettore (A) con spettri di emissione parzialmente sovrapposti
  - D viene eccitata da una luce incidente a lunghezza d'onda  $\lambda_1$  e riemette un segnale luminoso a lunghezza d'onda  $\lambda_D$ . Se D e A sono vicine, distanza tipica di FRET 10-100Å, si ha un passaggio di energia da D ad A che emette a sua volta ad una lunghezza d'onda  $\lambda_A$ .
  - Vale:  $\lambda_1 < \lambda_D < \lambda_A$ .



# Biosensore per cTnI

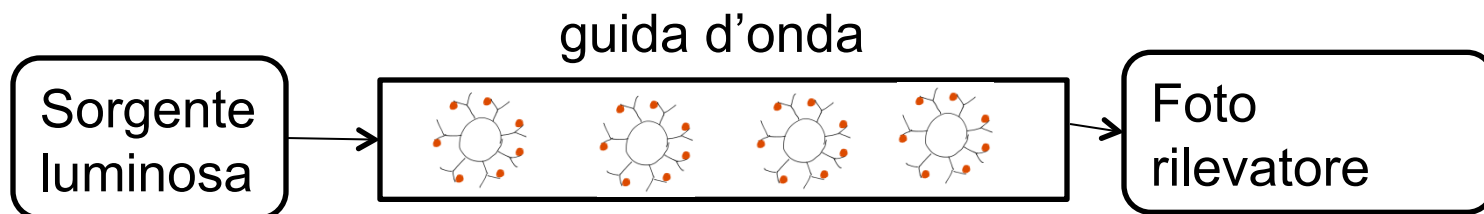
- D è un quantum dot (semiconduttore nanocristallino fluorescente) mentre A è il recettore: l'anticorpo anti-cTnI marcato con una particella fluorescente.
- A viene fatto aderire a D mediante tecniche di self assembling.



- D viene eccitato otticamente
- In condizioni normali esiste un segnale FRET (due picchi rilevati alle lunghezze d'onda di D e A)
- Al formarsi del legame Ag-Ac la distanza tra A e D diminuisce. In questo modo una maggiore porzione di energia viene trasferita da D ad A .

**Metodo diretto**  
**Doppio (D,A) labelling di Ag**

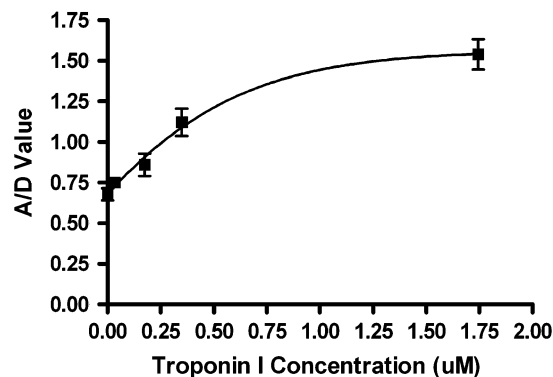
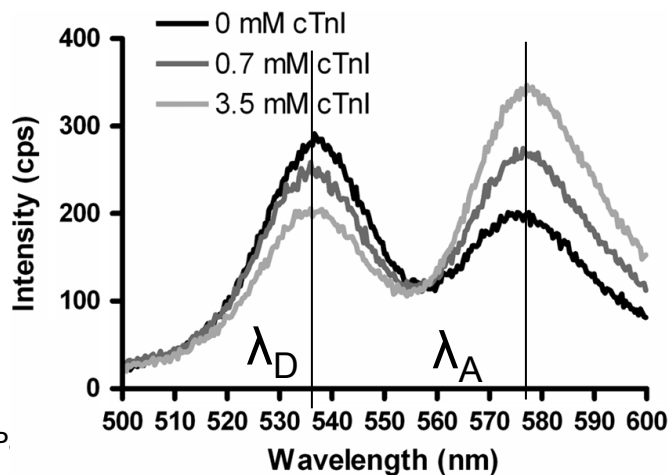
- La struttura così ottenuta viene immersa in una guida d'onda a core liquido nella quale verrà iniettato l'analita



# Biosensore per cTnI

- In assenza di legami
  - FRET: mi aspetto due picchi uno a  $\lambda_D$  e l'altro a  $\lambda_A$
  - All'aumentare della concentrazione dell'antigene avremo maggior trasferimento energetico e quindi il picco a  $\lambda_A$  crescerà a discapito di quello a  $\lambda_D$
  - **E' stato verificato che il rapporto tra il picco di intensità a  $\lambda_A$  e quello a  $\lambda_D$  è funzione della concentrazione di TpnI**
  - Caratteristiche del sensore:
    - LLD 32nM
    - Saturazione [TpnI]=500nM
    - volume di prelievo 20 uL
    - **Tempo di risposta < 1 minuto**

Il metodo ELISA  
impiega circa 15  
minuti



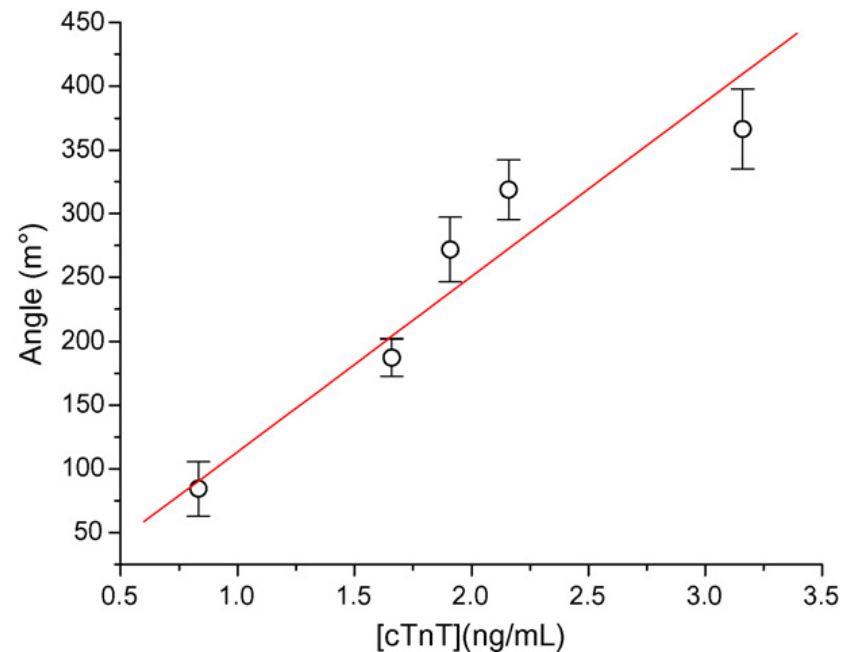
A un certo punto  
si raggiunge la  
saturazione (Ac  
tutti legati)

# Biosensore per cTnT

Metodo diretto  
No labelling

## ▪ Utilizzo di anticorpi specifici e tecnica SPR

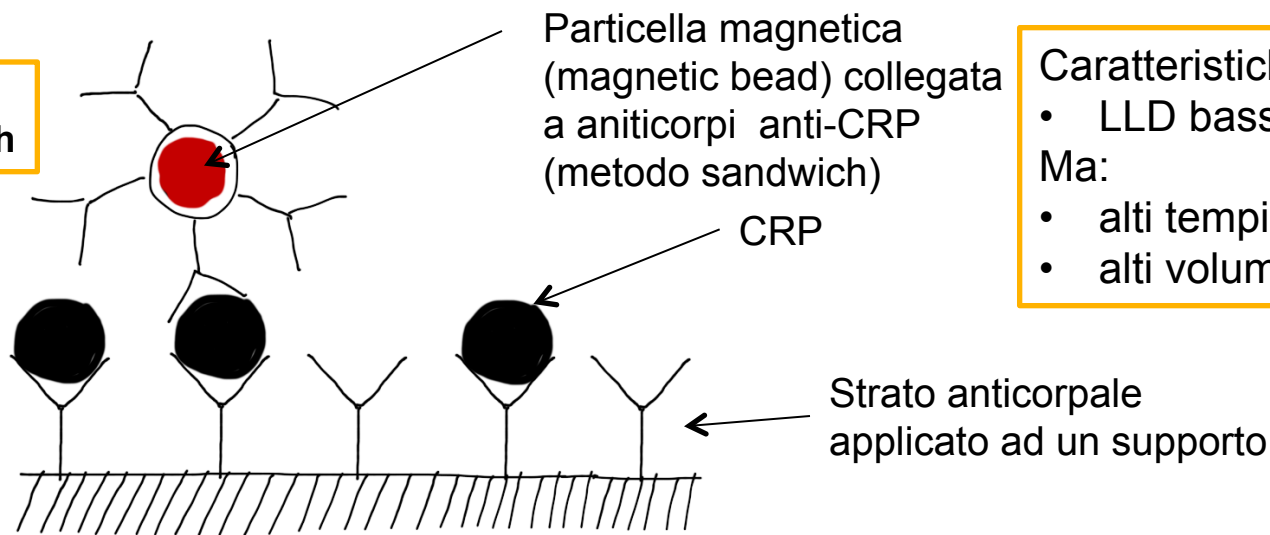
- Rosa Fireman Dutra, Renata Kelly Mendes, Valdinete Lins da Silva, Lauro Tatsuo Kubota, Surface plasmon resonance immunosensor for human cardiac troponin T based on self-assembled monolayer, Journal of Pharmaceutical and Biomedical Analysis 43 (2007) 1744–1750
- E' stata verificata una relazione lineare tra [cTnT] e angolo di risonanza
  - ottenuta comparando l'uscita del sensore con un metodo standard (tipo ELISA)
- Caratteristiche
  - volumi di prelievo 20uL
  - **Tempi di risposta 12 Minuti**
    - Ancora troppo elevati!



# Biosensore per CRP

- Necessità tecnologica: rapida rilevazione di CRP direttamente nella saliva o nelle urine.
- Tecnica innovativa basata su nanoparticelle magnetiche (labelling magnetico di Ac)
  - Martin H.F. Meyer, Markus Hartmann, Hans-Joachim Krause, Gert Blankenstein, Birgit Mueller-Chorus, Juergen Oster, Peter Miethe, Michael Keusgen; “CRP determination based on a novel magnetic biosensor”; Biosensors and Bioelectronics 22 (2007) 973–979

**Metodo Sandwich**



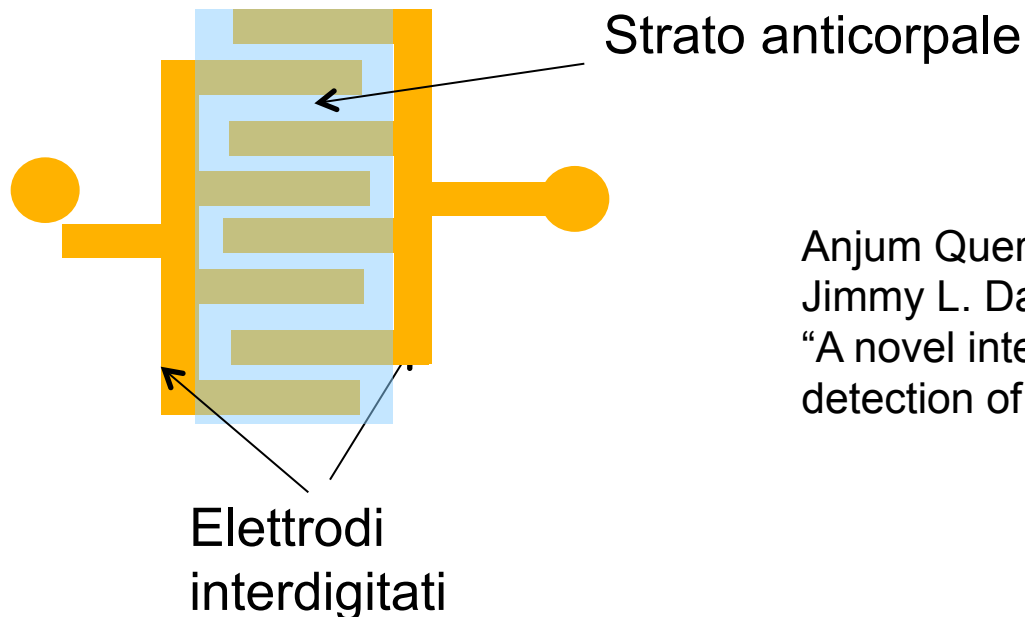
Caratteristiche:

- LLD bassi (0.025mg/l)
- Ma:
- alti tempi di risposta (30 min)
- alti volumi di prelievo 0.5ml

Eccitando elettro-magneticamente questa struttura si ottiene un segnale ritrasceso la cui intensità è proporzionale alla concentrazione di CRP

# Biosensore ad elettrodi interdigitati

- Struttura ad elettrodi interdigitati ricoperta da un ossido sul quale vengono immobilizzati gli Ac di interesse (esempio anti-CRP, anti-TnPI/T)
- Si forma un condensatore piano la cui capacità varia con il numero di anticorpi legati
  - in pratica varia la costante dielettrica relativa ( $\epsilon_r$ ) del mezzo contenuto tra le due facce del condensatore ( $C = \epsilon_0 \epsilon_r S/d$ )
  - Caratteristiche
    - no labelling, veloce nella risposta, economico, integrabile su silicio



Anjum Quershia, Yasar Gurbuza, Weng P. Kangb,  
Jimmy L. Davidsonb  
“A novel interdigitated capacitor based biosensor for  
detection of cardiovascular risk marker”

# Scenario del monitoraggio tramite biosensori

- Monitoraggio ex-vivo e discontinuo
- Monitoraggio continuo ex-vivo
- Monitoraggio continuo in-vivo

Oggi

Futuro



Problematiche di biocompatibilità

# Monitoraggio ex-vivo e discontinuo

- Attualmente sono gli unici sensori disponibili a livello commerciale;
- Nel senso più corretto della parola devono essere chiamati "saggi" anziché sensori.
- Generalmente sono nella forma di uno "stick" e sono di tipo "usa e getta"
- Tra questi si possono citare anche i sensori di DNA per studi sull'espressione genica. I saggi più diffusi sono senz'altro quelli per il monitoraggio del glucosio e gli indicatori della gravidanza o fertilità.
- Tali saggi evitano le procedure di analisi di laboratorio, che possono essere laboriose e complicate, e forniscono un'unica lettura della concentrazione di analita (ad esempio glucosio o ormoni).
- Rimangono meno affidabili delle analisi di laboratorio perché l'accuratezza dipende sia dal paziente che da fattori fisiologici, ad esempio il livello di ematocrito e di idratazione.

# Monitoraggio continuo ex-vivo

- Sistemi tipicamente previsti nelle terapie di cura intensiva.
- Implicano necessariamente un sistema di monitoraggio “bed-side”, con l’uso di tecniche di prelievo, eparinizzazione, diluzione e dialisi, ed eventuale reinfusione.
- Esempio applicativo: monitoraggio dello stato immunitario di un paziente recentemente sottoposto a un trapianto d’organo.
- Per evitare eventuali problemi di rigetto e per somministrare giuste dosi di farmaci immunosoppressivi sarebbe indispensabile avere a disposizione un sistema automatizzato di prelievo e analisi ex-vivo a regolari intervalli di tempo

# Monitoraggio continuo in-vivo

- Un dispositivo per monitoraggio ripetuto in-vivo richiede un piccolo sensore impiantabile o operante per via transcutanea con una lettura digitale, che dia un indicazione almeno ogni paio di minuti (esempio: glucosio).
- L'esempio più importante, in cui è previsto un monitoraggio in-vivo di tipo continuo, è il caso del diabete.
- Un controllo continuo dei livelli di glicemia è indispensabile sia per un sistema di pancreas artificiale ad anello chiuso che per un più rigoroso ed efficace monitoraggio di pazienti diabetici

# Problematiche

Aspetti dello sviluppo di biosensori associati con l'interfaccia biologica che devono essere considerati sono:

L'orientazione - una superficie sensibile dovrebbe essere altamente impacchettata ed orientata, senza spazi vuoti o eccesso di materiale che danno origine a segnali spuri. Attualmente non esiste un metodo standard e ripetibile per l'immobilizzazione in un modo ordinato.

Legami non-specifici - il legame di molecole estranee alla superficie sensibile. Questo può dare false informazioni sullo stato della superficie o contaminarla.

Stabilità - la ricopertura superficiale deve essere stabile nel tempo ed avere un ragionevole tempo di vita. Questo è uno dei più importanti fattori limitanti lo sviluppo e la commercializzazione dei biosensori, dato che nel tempo molte proteine perdono la loro attività.

Perdita o diminuzione di funzionalità - una proteina immobilizzata non avrà le stesse costanti di reazione di una proteina nel proprio ambiente naturale

Reversibilità – Problema per i sensori ad affinità che utilizzano gli anticorpi.

Esclusi i sensori di tipo uso e getta, un sensore dovrebbe poter seguire i cambiamenti di concentrazione dell'analita in esame, e quindi reversibile. Nella maggior parte dei casi la biomolecola perde parte della la sua affinità e subisce denaturazione.

# Enzimi utilizzati nei biosensori enzimatici, e meccanismi di trasduzione impiegati

Analita	Enzima	Meccanismo di Trasduzione
Glucosio	Glucosio ossidasi	Pressione parziale di $O_2$ , dissociazione $H_2O_2$ , pH, ottico (es. quenching di fluorescenza), termico
Urea	Ureasi	Pressione parziale di $NH_3$ , pH, ottico (es. quenching di fluorescenza), termico
Amino acidi	Amino acido ossidasi	Pressione parziale di $NH_3$ , termico
Etanolo	Alcol deidrogenasi	Trasferimento di elettroni, termico
Lattato	Lattato deidrogenasi Lattato ossidasi	Trasferimento di elettroni, termico, ottico, pH
Penicillina	Penicillinasi	pH, termico
Colesterolo	Colesterolo ossidasi	Pressione parziale di $O_2$ , dissociazione $H_2O_2$

# Esempio: biosensore glucosio

Uno degli analiti più importanti in clinica è il glucosio

Obiettivo: monitorare livelli di glucosio in tempo reale ed in continuo in pazienti affetti da diabete di tipo I o II

La disponibilità di un sensore affidabile in situ è essenziale per la realizzazione di un "pancreas artificiale" ad anello chiuso per pazienti insulino-dipendenti

La mancanza di un idoneo sensore di glucosio, che può essere considerato la cellula pancreatica  $\beta$  del sistema artificiale, ha finora impedito lo sviluppo di un sistema artificiale che possa regolare automaticamente il rilascio di insulina a seconda della concentrazione di glucosio nel sangue.

La maggior parte dei biosensori per il glucosio sono basati sull'ossidazione del glucosio catalizzata dall'enzima glucosio-ossidasi (GOD).

# I requisiti per sensori di glucosio

I sistemi sensoristici per la misura del glucosio devono rispondere a particolari requisiti:

1. Devono essere in grado di misurare concentrazioni di glucosio nel sangue o nei tessuti interstiziali in un range da 36 a 360 mg/dl (da 2 mM a 20 mM), con risposta ben definita e ripetibile.
2. Il sensore deve essere estremamente specifico per il glucosio - questo è il caso per l'enzima glucosio-ossidasi (GOD) che è alla base di quasi tutti i sensori per il glucosio.
3. Deve avere un tempo di risposta veloce (dell'ordine di pochi minuti, tempo di risposta tipico del pancreas).
4. Deve avere una risposta che è indipendente dalla idrodinamica dei fluidi corporei (es. al flusso di sangue) e dalla concentrazione di ossigeno.
5. Deve essere stabile sia meccanicamente che chimicamente.

# Classificazione dei sensori per il glucosio

Tipo	Componente biologico	Commenti
<b>Saggi colorimetrici</b> -“lo stick”	GOD e Perossidasi	-metodo correntemente utilizzato dai pazienti diabetici
<u>Sensori ottici</u> -Sensore ottico a fluorescenza - Sensore ad infrarosso	Concanvalina A	-il glucosio compete con destrano marcato (in fase di sviluppo) -in produzione
<b>Sensori elettrici</b> -potenziometrici -amperometrici -a semiconduttore	GOD GOD GOD	- in uso nei laboratori di analisi - possono essere miniaturizzati per l’impianto (in fase di sperimentazione <i>in vivo</i> )
<b>Sensore termico</b>	GOD	-in fase di sperimentazione <i>in vivo</i>
<b>Sensore mecano-chimico</b>	GOD	-parzialmente invasivo (in fase di sviluppo)

# Biosensori ad affinità basati su DNA e RNA

- Il biorecettore è rappresentato da tratti di DNA o RNA
- La ricerca per la cura di malattie genetiche ha subito una grande rivoluzione con lo sviluppo di nuove tecniche di biologia molecolare come il PCR (la reazione a catena di polimerasi che permette la replicazione di una determinata sequenza di DNA) ed il sequenziamento di DNA.
- Ad esempio, se **le mutazioni genetiche che causano una malattia sono conosciute**, è possibile diagnosticare un portatore della malattia tramite sonde di oligonucleotide con una sequenza **complementare** alla sequenza difettosa.
- Inoltre, i sensori a DNA/RNA possono essere utilizzati per la rivelazione di virus e cellule tumorali.
- I biosensori a sonda genica che usano l'ibridazione di acidi nucleici sono un'alternativa agli immunosensori per l'identificazione e l'analisi quantitative di materiali biologici.
- I metodi di trasduzione sono analoghi a quelli utilizzati per la rivelazione della reazione immunologica.

# Biosensori a DNA e RNA

- **I sensori di DNA sono basati sulla capacità di catene singole di DNA o RNA di ibridizzarsi con catene che hanno una sequenza complementare.**
- È ben noto che l'accoppiamento di catene singole di DNA, che avviene con la formazione di legami idrogeno tra basi complementari (A-T e G-C per DNA e A-U e G-C per RNA) è altamente specifico.
- **I dispositivi richiedono che vengano immobilizzate delle catene singole di DNA (chiamate sonde) che possono ibridizzarsi con una catena complementare (il “target”) nella soluzione di campionamento**
- . La specificità di questi sensori dipende innanzitutto dalla selettività della sonda, che dovrebbe rispondere unicamente ad un target, anche nella presenza di catene molto simili. Utilizzando reazioni a catena di polimerasi (PCR) per replicare un singolo campione di DNA, si possono ottenere sensibilità elevate.

Il sequenziamento del DNA è un processo che serve a mettere in fila le basi (Adenina, Citosina, Guanina e Timina) che costituiscono il frammento di DNA in analisi, in modo da poterlo leggere propriamente ed analizzare. La sequenza del DNA contiene tutte le informazioni genetiche ereditarie che sono alla base per lo sviluppo di tutti gli organismi viventi.

# Biosensori a DNA e RNA

- A differenza degli immunosensori, i sensori a DNA non hanno problemi di rigenerazione perchè l'ibridizzazione di DNA è reversibile con temperatura.
- Tipicamente la denaturazione avviene intorno a 80°C. Infatti, la specificità delle sonde geniche può essere controllata modulando la temperatura della reazione. A temperature elevate, solo sequenze specificamente ibridizzate con un accoppiamento perfetto di basi rimangono appaiate, mentre le catene con interazioni più deboli tendono a denaturarsi prima.
- Inoltre i problemi di immobilizzazione non sono critici come nel caso delle proteine dato che il riconoscimento di una catena complementare di DNA di media/bassa lunghezza non dipende in maniera critica dalla conformazione e orientazione della molecola.
- Tutto ciò fa sì che i biosensori di DNA siano fra i più interessanti nell'ambiente della ricerca medica sia per quanto riguarda la moltitudine di possibili applicazioni, sia per la relativa facilità di manipolazione del DNA.
- Inoltre i sensori di DNA, essendo utilizzati soprattutto per l'identificazione di malattie genetiche, non hanno le esigenze di altri tipi di biosensori, ad esempio veloci tempi di risposta, uso in-vivo ecc.

# Sensori di DNA Classici

- Fino ad 10 anni fa, i sensori di DNA erano molto simili agli immunosensori, in quanto veniva immobilizzato un solo tipo di DNA su una superficie solida e veniva misurata la sua interazione con una soluzione contenente la sequenza complementare da identificare.
- E' ovvio che in un sistema di questo genere **bisogna conoscere sia la sequenza di DNA in questione che il suo significato** (ad esempio per quale proteina codifica, o in quale malattia genetica viene mutata ). In altre parole, la sequenza e il suo ruolo devono essere già identificati. Quindi sensori per una singola sequenza di DNA avevano poca potenzialità, tranne per indagini mirate, e con un'alta precisione quantitativa.
- I sensori di DNA comprendevano un trasduttore ed una membrana o superficie solida con immobilizzato DNA avente una specifica sequenza nucleotidica. L'ibridizzazione del DNA-sonda con il DNA da analizzare portava ad un cambiamento di massa, di carica elettrica o di proprietà ottiche della membrana che era rilevata da trasduttori gravimetrici, elettrici od ottici. Tuttavia, questi primi tipi di sensore non hanno avuto gran successo, soprattutto perché non offrivano particolari vantaggi in termini di tempi o facilità di uso.

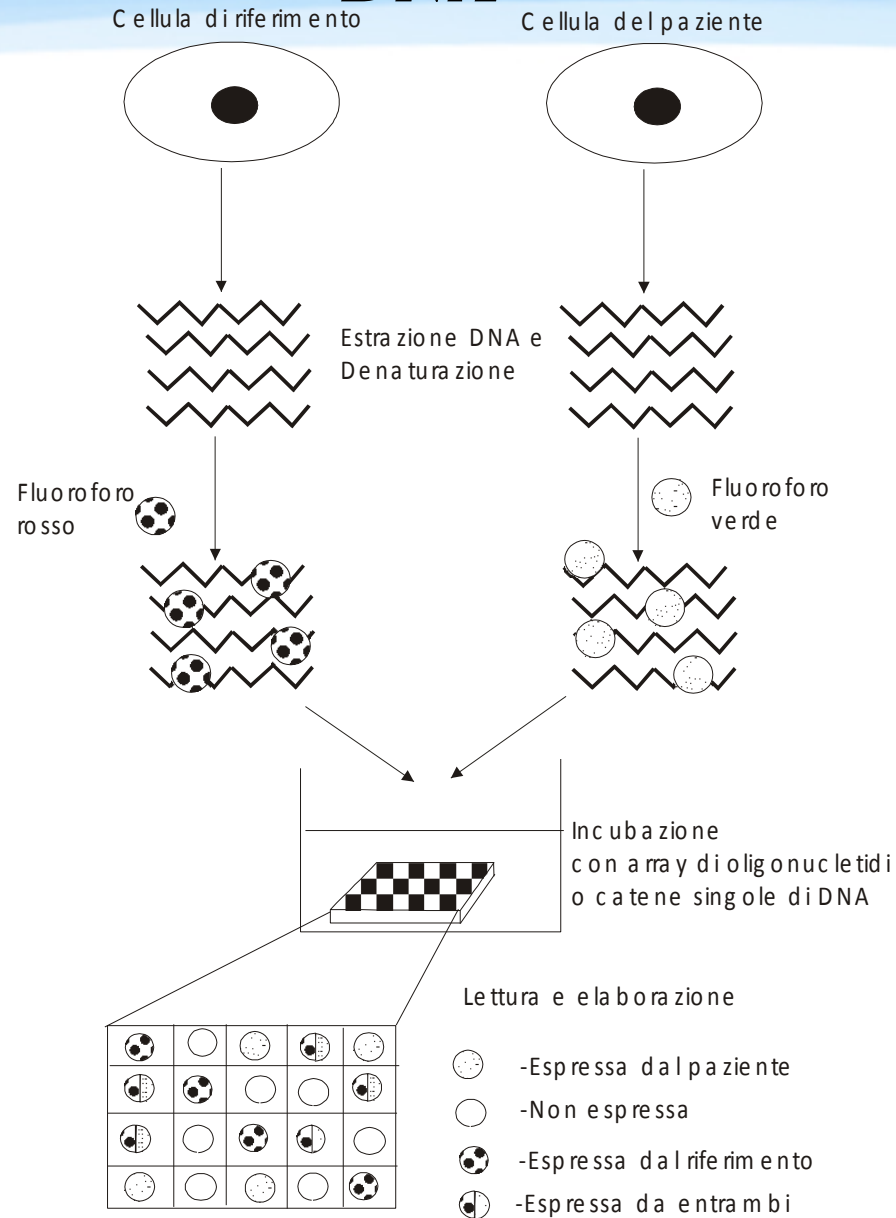
# Biochip

- Gli sviluppi più recenti nascono dalla scoperta di metodi di sequenziamento molto rapidi (da qui il famoso sequenziamento del genoma umano). Con la rivelazione del codice genetico, la necessità di **poter analizzare un gran numero di sequenze in maniera rapida, ma non necessariamente quantitativa è stata evidenziata**. E' questa necessità che ha indirizzato verso lo sviluppo accelerato di sistemi basati sulle **matrici di poli- o oligonucleotidi per la rivelazione di DNA a catena singola**.
- La matrice che forma il sensore di DNA è una **superficie solida su cui vengono immobilizzate delle catene singole di sonde di DNA o oligonucleotidi (DNA con un numero di basi inferiore a 20) in punti discreti e in maniera ordinata**. Quindi **ogni punto possiede una sonda con una sequenza diversa**. Il sistema, che spesso viene nominato **biochip** o gene-chip, forma il cuore di un sistema in grado di legarsi con un gran numero di campioni di DNA. Possiede inoltre un sistema automatizzato di lettura e elaborazione per confrontare diversi campioni di DNA o RNA.

# Biochip

- preparazione della sonda.
  - Esistono due approcci generali, uno che fa utilizzo di **catene di DNA corte** (da 20 a 25 basi), chiamate oligonucleotidi, che è possibile **sintetizzare**. L'altro metodo fa uso di **pezzi di DNA isolati da un organismo** (500-5000 basi).
- Immobilizzazione della sonda.
  - Le catene di DNA vengono immobilizzate in siti specifici su una superficie, di solito un vetrino, usando sistemi automatizzati. Tipicamente i punti di DNA hanno un **diametro di 50 –100 µm** e la **distanza tra due punti adiacenti e' circa 100 µm**.
- Preparazione e marcatura del target.
  - Il DNA/RNA target (**analita** di natura ignota) viene isolato dalle cellule, tagliato in segmenti piccoli e marcato, di solito con un fluoroforo. Il RNA messaggero è di particolare interesse, in quanto codifica le proteine che vengono espresse dalla cellula in un dato momento. L'RNA è molto vulnerabile a degradazione enzimatica, e di solito viene trascritto inversamente in DNA complementare (cDNA) attraverso l'uso di enzimi specifici prima di essere sottoposto al saggio.
- La misura è sempre una di **confronto**, quindi è necessario preparare un **target di riferimento** con una **molecola fluorescente che abbia uno spettro di emissione ben separato dal marcatore del DNA di interesse**. In genere vengono utilizzati fluorescina, che emette nel verde, e rodamina, che emette nel rosso.

# Sistema a sonda multipla per la rivelazione di catene di DNA



# Biochip

- Ibridizzazione.
  - I due campioni vengono mescolati ed esposti alla matrice di sonde. La temperatura, precedentemente mantenuta elevata per evitare l'ibridizzazione in soluzione, viene abbassata per permettere l'ibridizzazione tra i target e le sonde. **Se il target ha una sequenza complementare al DNA a una sonda** immobilizzata in un determinato punto, ibridizzerà in quel punto, e quindi, dopo il lavaggio per rimuovere il DNA legato aspecificamente, **potrà essere rilevato con metodi ottici.**
- Lettura della matrice
  - Il prodotto finale dell'esperimento è una **matrice con punti colorati**. Nell'esempio riportato in figura, con un fluoroforo rosso, e uno verde, ci saranno dei punti rossi, verdi, gialli o neri con determinate coordinate a secondo delle sequenze presenti nella soluzione. Il segnale ottico dal chip di DNA viene rivelato da un **array di CCD** o anche una semplice **telecamera**, a secondo della grandezza dei punti.
- Elaborazione del segnale
  - Come schematizzato in figura, le sonde della matrice possono ibridizzarsi con segmenti di DNA che provengono dai campioni, o dal riferimento, o da entrambi. Inoltre ci saranno **sonde che non ibridizzano perchè la sequenza complementare non è presente nella soluzione**. Attraverso dei programmi di elaborazione delle immagini anche abbastanza semplici è **possibile identificare l'impronta di una malattia genetica o dell'espressione di una determinata proteina**. La più grande sfida nel futuro è comunque quella di **costruire un database di librerie di DNA, ognuno caratteristico di una data malattia o risposta cellulare.**

# Biochip - problemi

- L'intera operazione è molto delicata e laboriosa e richiede numerosi passi preparativi (isolamento e amplificazione di DNA, marcatura, ecc). Ovviamente, dato che il RNA è una sostanza intercellulare, e il DNA si trova nel nucleo, non è possibile semplicemente prelevare una goccia di sangue ed esporlo al sensore. Il campione viene solitamente prelevato attraverso una **biopsia**, e le cellule devono essere soggette a vari trattamenti per isolare il DNA o RNA. RNA è particolarmente sensibile ai trattamenti perché ha una vita media abbastanza bassa ed esistono parecchi enzimi capace di degradarlo. Inoltre, dato che la quantità di DNA o RNA è molto piccola, le fonti di contaminazione sono numerosissime.
- **L'interpretazione e gestione dei dati presenta ancora un enorme sfida sia dal punto di vista tecnologico che informatico.** Bisogna ricordare che l'organismo umano possiede un patrimonio genetico vastissimo e per catalogare tutta l'informazione contenuta nel genoma di un individuo abbiamo bisogno di almeno 1000 biochip con circa 1000 sonde per ogni chip. In teoria, riducendo le dimensioni di ogni singolo punto a 1 micron, si può analizzare il genoma di un individuo utilizzando solo 30 matrici.
- Per ora la maggior parte dei sensori non è in grado di rivelare mutazioni in punti singoli perché il DNA è sempre in grado di accoppiarsi con una catena complementare leggermente 'sbagliata'. **L'abilità di rivelare un mismatch di un solo nucleotide è richiesta ad esempio nella ricerca di predisposizioni genetiche per varie malattie**, ad esempio il cancro del seno. Catene perfettamente complementari hanno una temperatura di denaturazione più elevata rispetto a catene con anche una piccola mismatch. Quindi, in principio, modulando la temperatura al momento della rivelazione, è possibile scegliere il grado di complementarità. Data l'importanza di questo tipo di analisi, un gran numero di gruppi di ricerca stanno cercando di spingere questa tecnologia per rivelare singole mutazioni.

# Applicazioni

- **Espressione Comparativa**
  - Il principio di funzionamento dei biochip è il **confronto tra due gruppi di DNA o RNA, ad esempio da due pazienti diversi o da due ceppi cellulari**. I risultati di questo saggio forniscono **un indicazione qualitativa delle differenze del contenuto di materiale genetico tra un campione e un riferimento, ad esempio da una persona sana e un paziente con una malattia genetica**. E' anche possibile confrontare due tipi di cellule diverse.
- **Diagnostica**
  - Per malattie genetiche in cui la mutazione è già stata identificata, i sensori di DNA permettano una diagnosi molto rapida. Possono anche essere utilizzati per diagnosticare malattie in cui vengono espressi certi geni caratteristici.
- **Screening dei Farmaci e Farmacogenica**
  - I batteri mutano rapidamente per sviluppare resistenza ai farmaci. **Un'analisi del DNA dei batteri esposti a vari antibiotici è un modo molto veloce per identificare farmaci efficaci**. Probabilmente una delle applicazioni più interessanti è quella della individualizzazione delle terapie a seconda della risposta in termini di espressione genica nei pazienti.
  - Un caso particolarmente importante è quello delle persone afflitte da AIDS. In quasi tutti i casi il virus si sviluppa in maniera diversa da individuo a individuo. Avere un profilo genetico del singolo paziente e la sua risposta genetica a farmaci o tossine può essere di grande utilità per razionalizzare e personalizzare le terapie a malattie di tipo virale o dovute ad altri agenti patogeni.