



**Fuente de corriente programable,  
integrada para dispositivos  
médicos implantables**

**Julio Suárez**



# Contenido de la charla

- Introducción
- Especificaciones
- Diseño
- Simulación y resultados
- Conclusiones



# Introducción

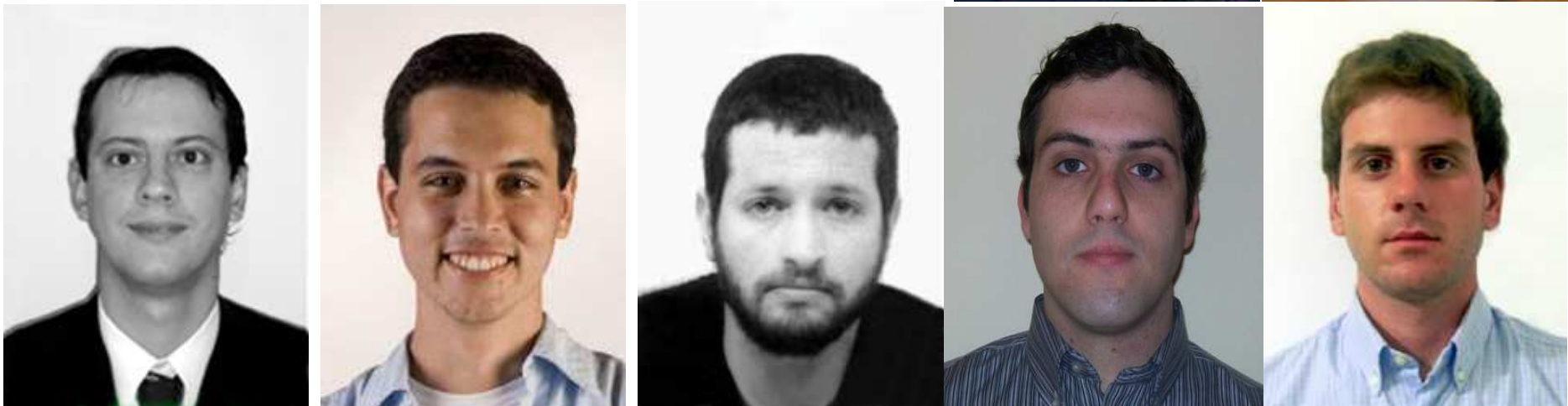
- **La idea:** Propuesta por el Dr. Alfredo Arnaud para Memoria de grado de Juan Osta y Julio Suárez. Tutor: MSc. Ing. Matías Miguez
- **Marco del proyecto:** Memoria de grado y proyecto para *Beca de Iniciación en la Investigación* de Julio Suárez, otorgada por la ANII.

# Introducción

- **Grupo de trabajo:  $\mu$ DIE**

<http://die.ucu.edu.uy/microdie>

Departamento de Ingeniería de la UCU



Investigadores

Estudiantes

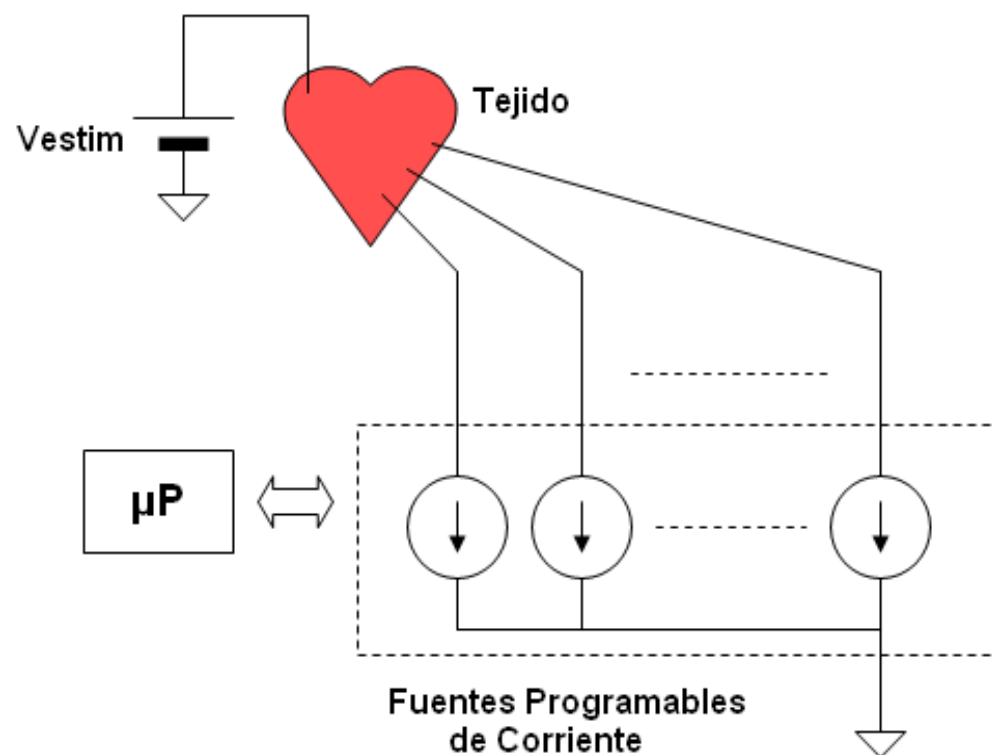


# Introducción

- Los implantes activos modernos son estimuladores que actúan mediante pulsos eléctricos en tensión o corriente sobre músculos o nervios.
- Existe inteligencia que controla el tiempo, forma y duración de los estímulos; y sensores y amplificadores que registran las señales necesarias para determinar dicho estímulo.
- Desafío: confiabilidad y consumo de energía.

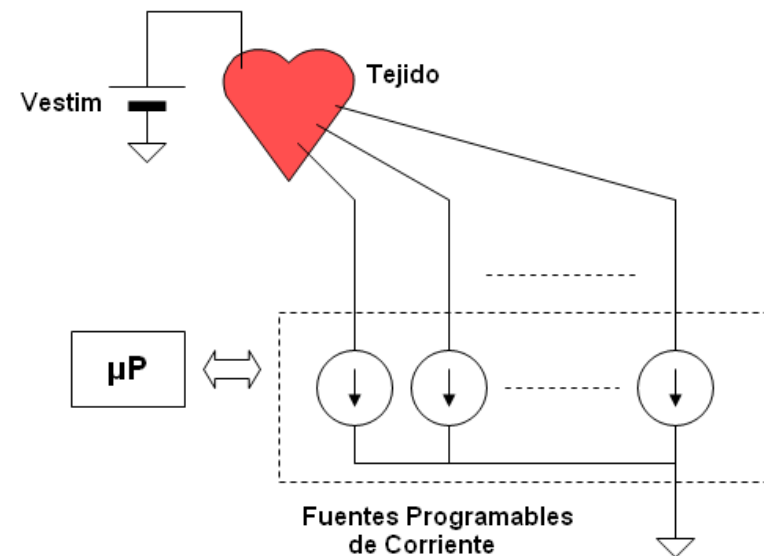
# Aplicación

- Fuente de corriente comandada por un microprocesador para estimular tejidos biológicos.



# Especificaciones

- Fuente programable de 8 bits (256 pasos equiesp.)
- Rango: de 150  $\mu\text{A}$  a 37 mA, con un paso de 150  $\mu\text{A}$ .
- Soportar estímulo de 1 a 16 V.
- Alimentación: entre 2,4 y 4,2 V.
- Área mínima.



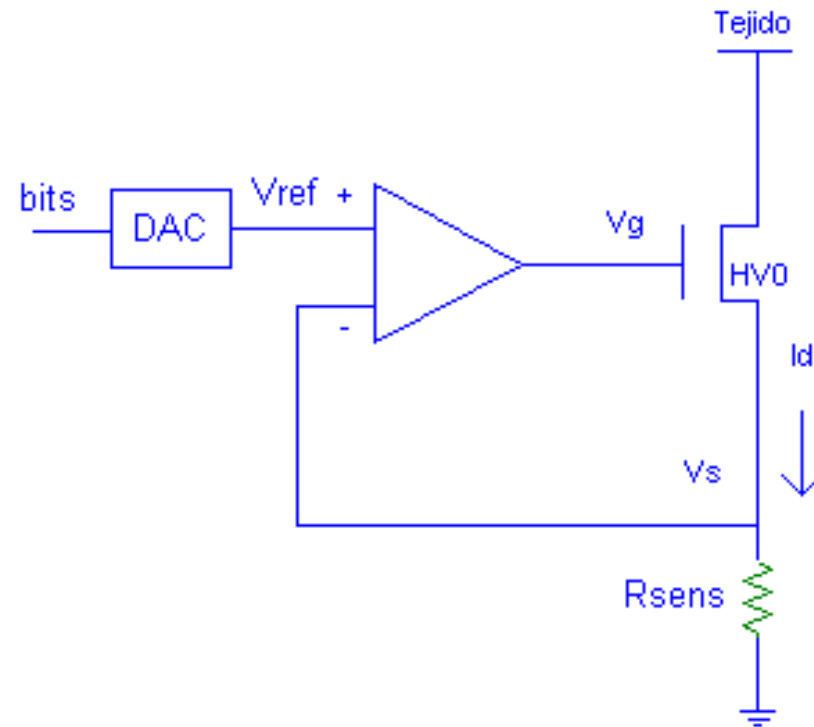
# Topología usual

- Configuro un voltaje de referencia (mediante un conversor DA), sobre una R conocida.

- Si  $R = 1 \text{ k}\Omega$ , para:

$I_d = 150 \mu\text{A} \rightarrow V_s = 150 \text{ mV}$

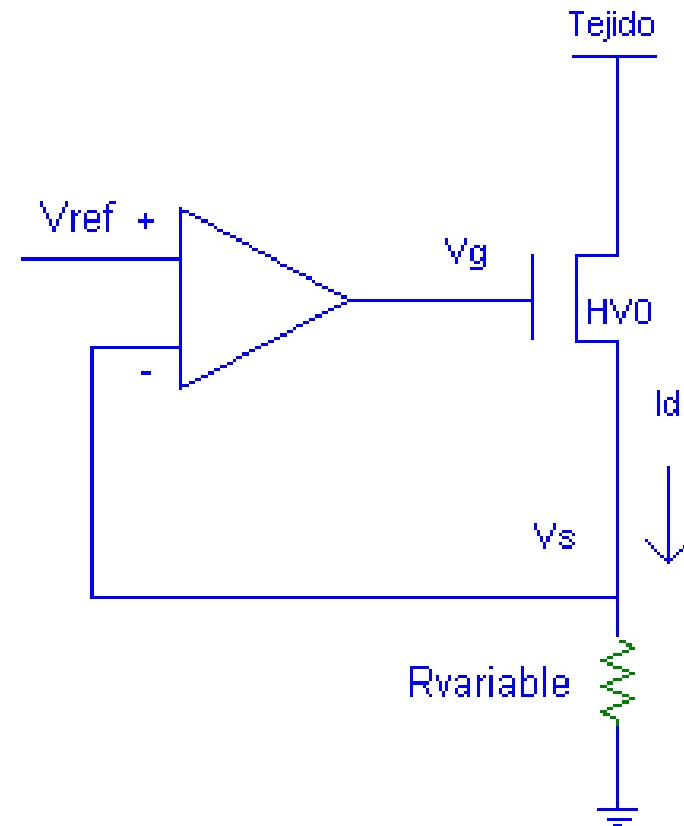
$I_d = 37 \text{ mA} \rightarrow V_s = \mathbf{37 \text{ V} !!!!}$



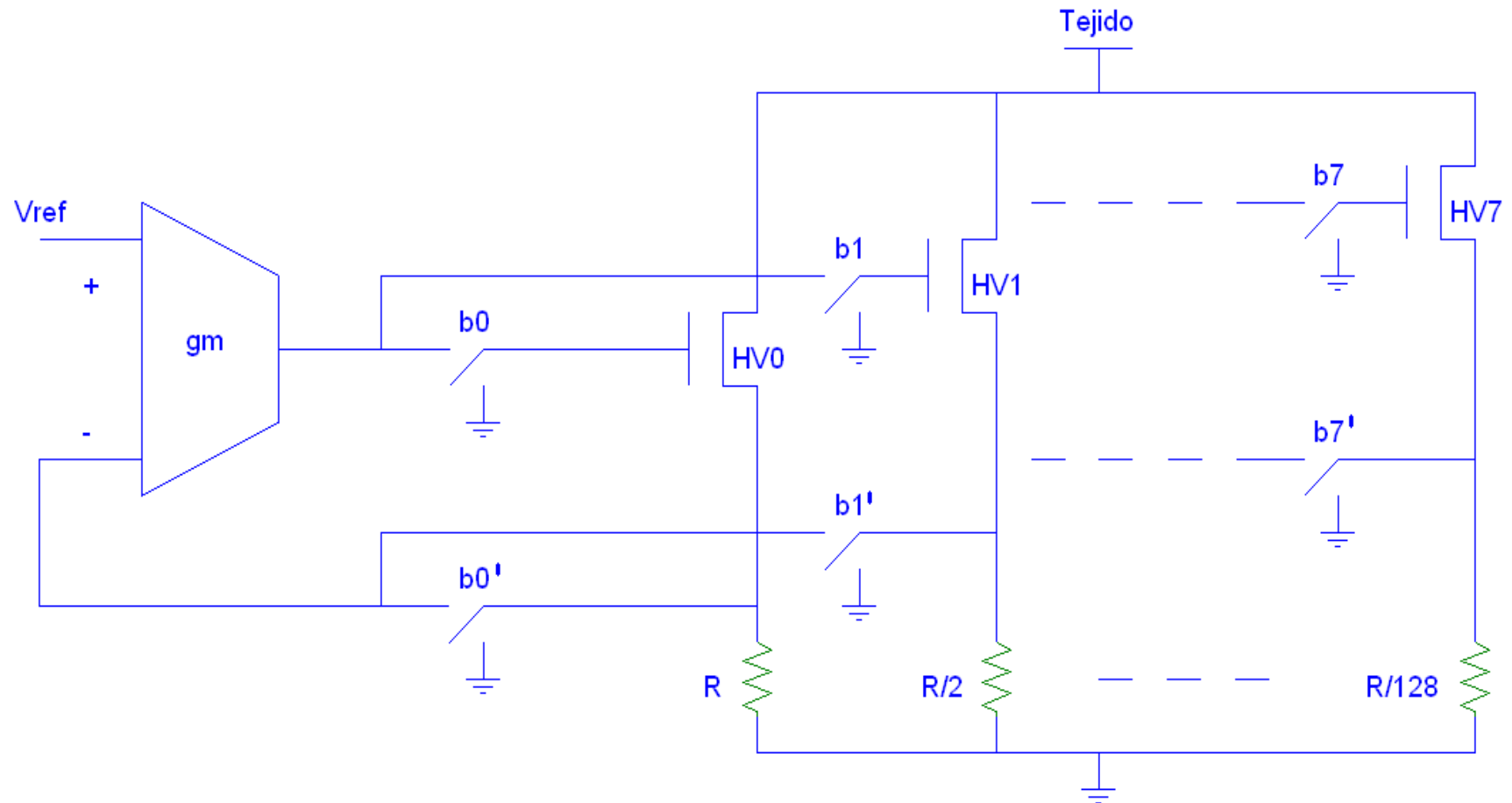


# Nuestra propuesta

- Evitaremos el DAC (costoso en área y consumo) y mediante llaves y un banco de resistencias se programará el valor de la resistencia de sensado.
- Tenemos entonces una caída de tensión pequeña y constante.

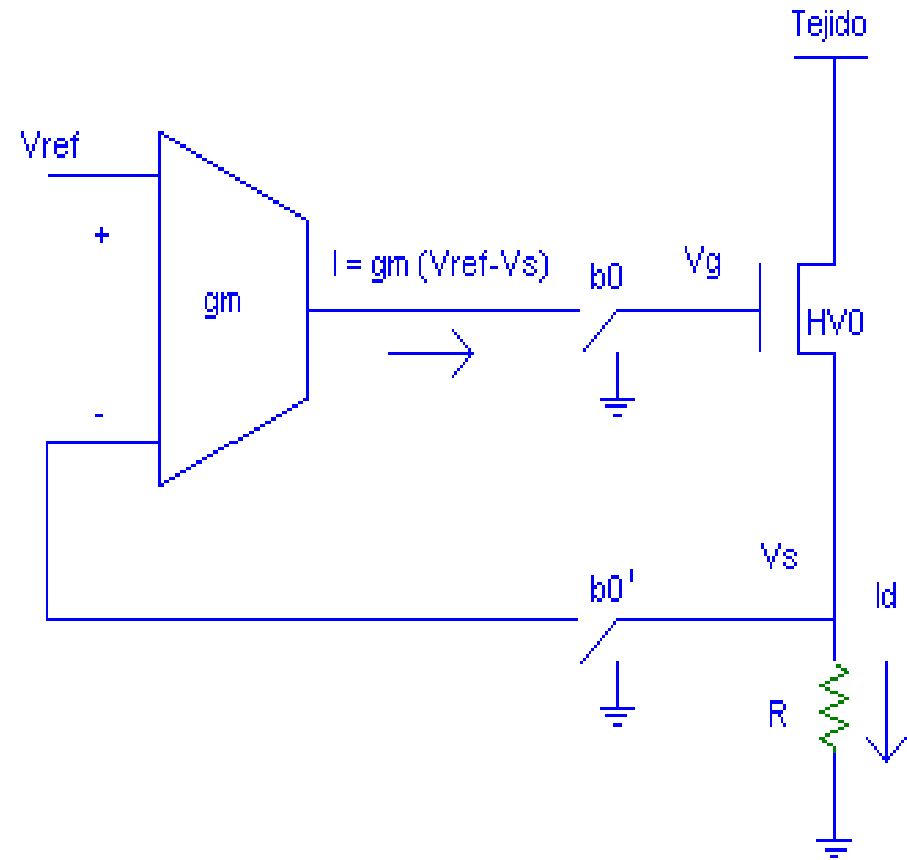


# Esquemático simplificado



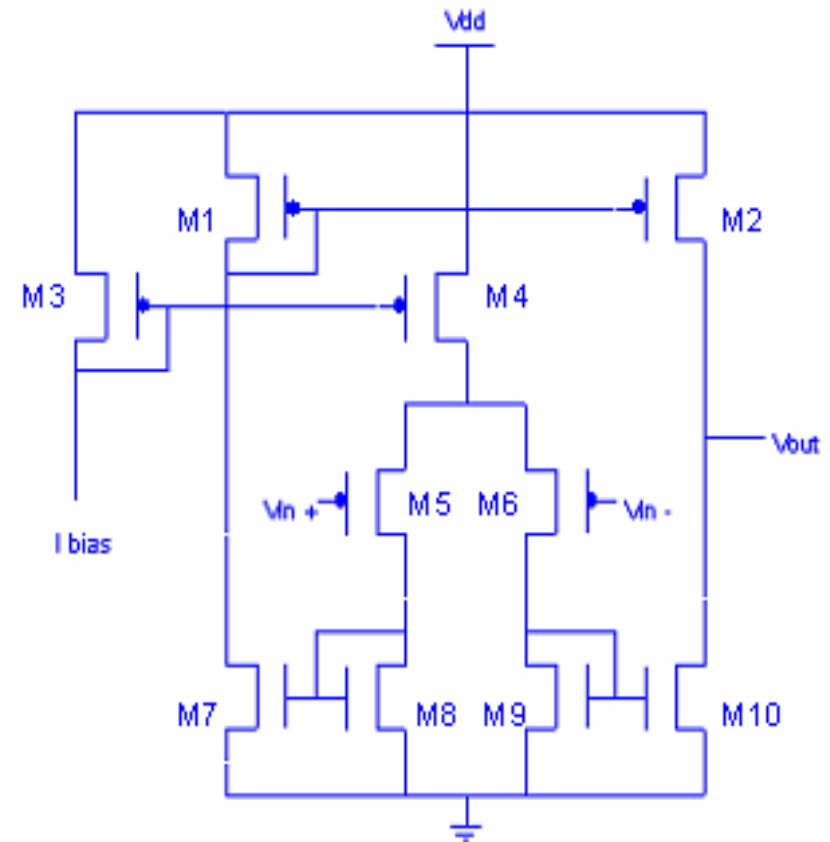
# Funcionamiento

- $I_d \approx f(V_{gs}^2)$
- El lazo hace  $V_s \rightarrow V_{ref}$
- R y  $V_{ref}$  fijos  $\rightarrow I_d$  fija
- Llaves HV ( $V_{ds} = 20V$   
 $V_{gs} = 5V$ )

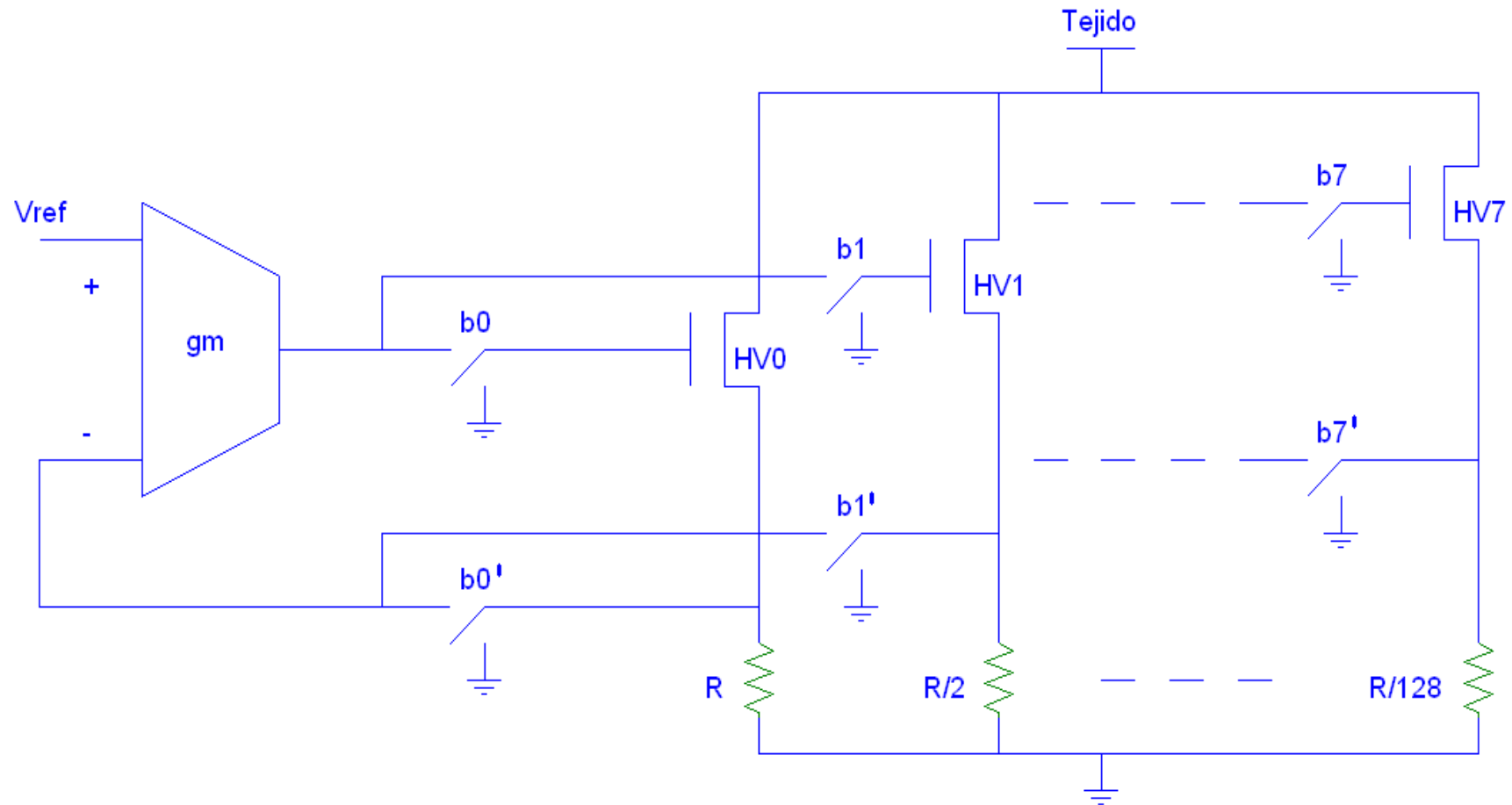


# Diseño del gm

- OTA simétrico
- Diseño para tener un tiempo de respuesta ( $t_r$ ) de  $3 \mu s$  (caso de máxima  $I_d$ ).
- Con la capacidad de Gate de todos los HV resulta  $g_m = 400 \mu S$ .
- Consumo de  $100 \mu A$ .

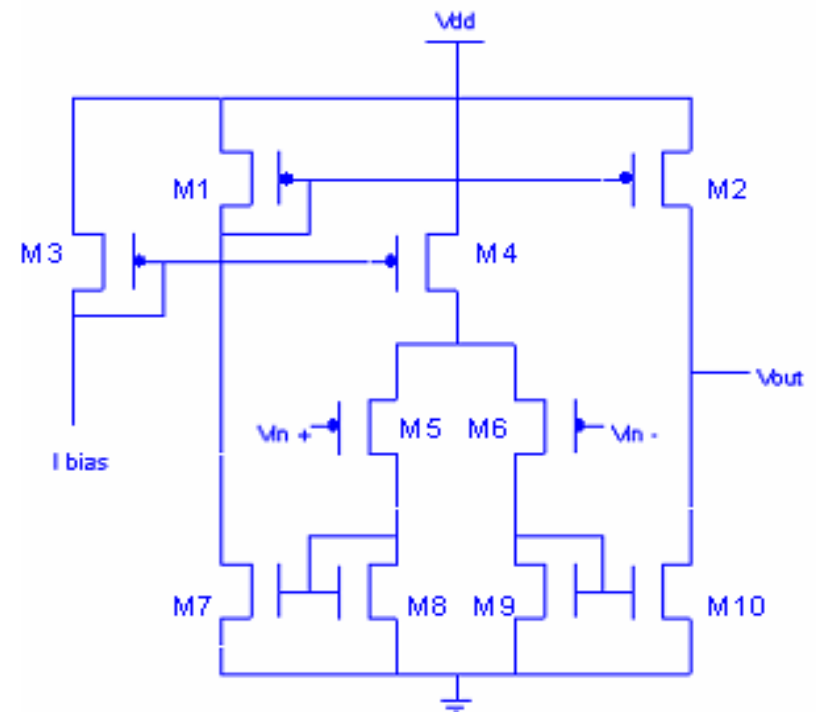


# Diseño del gm



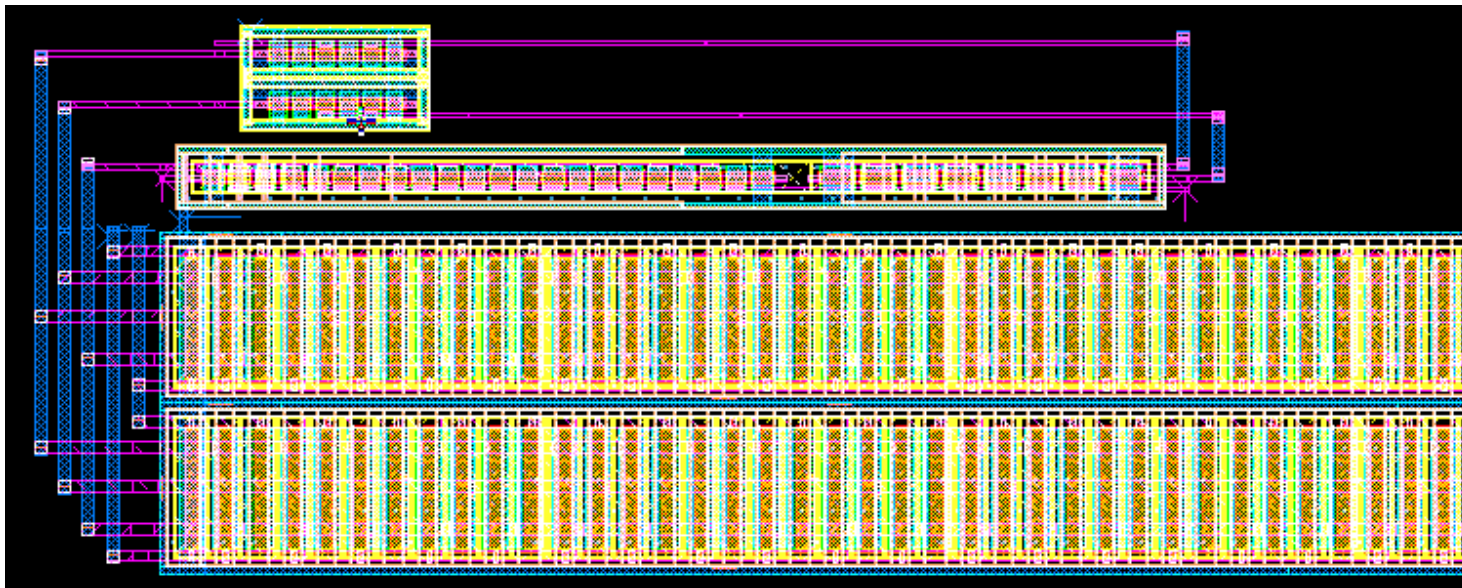
# Diseño del gm

- M5 y M6 (par de entrada) en WI para minimizar el ruido ( $W/L = 1040$ ).
- Polarización y copia de corriente en SI, ( $W/L = 10$  aprox).
- Posibilidad de On/Off para  $\downarrow$  el consumo.



# Diseño del gm

- Elección de  $V_{ref} = 275 \text{ mV}$ , considerando:
  - a) el offset en la entrada del gm ( $1 \text{ mV}$ )  $< 1\%$  de  $V_{ref}$
  - b) Si  $V_{ref} \uparrow \rightarrow$  el rango de operación  $\downarrow$





# Parámetros de cada rama

- Con  $V_{ref}$  quedan determinadas las resistencias:

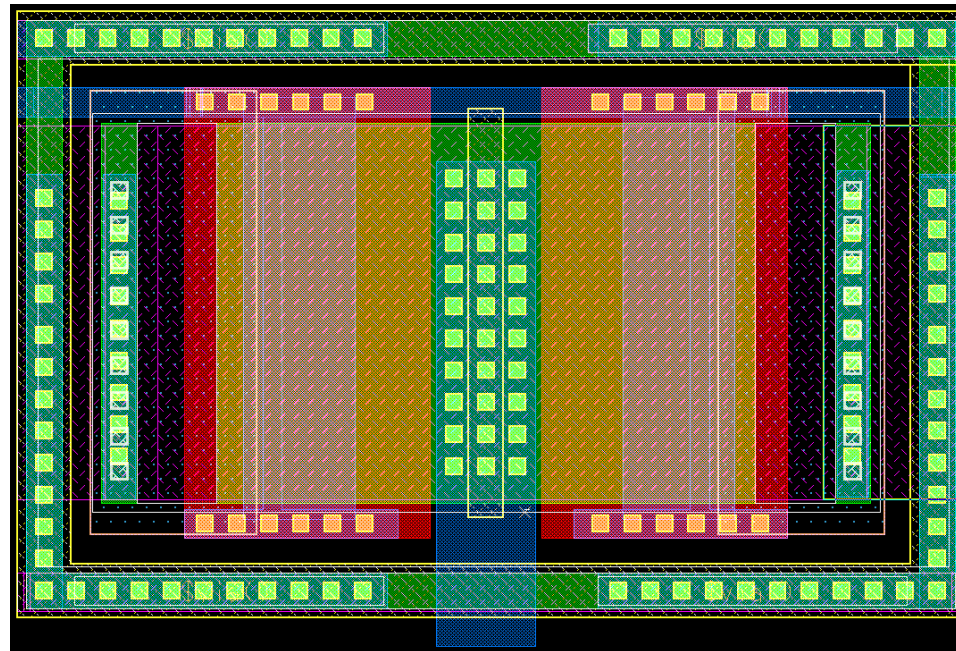
Rama	0	1	2	3	4	5	6	7
I (mA)	0.15	0.30	0.60	1.20	2.40	4.80	9.60	19.2
R ( $\Omega$ )	1830.4	915.2	457.6	228.8	114.4	57.2	28.6	14.3
W ( $\mu\text{m}$ ) del HV	23	46	92	184	345	690	1311	2622

- Llaves HV diseñadas con tamaño mínimo de modo que soporten la corriente deseada. Notar que todas son múltiplos de llave HV mínima (celda tipo).



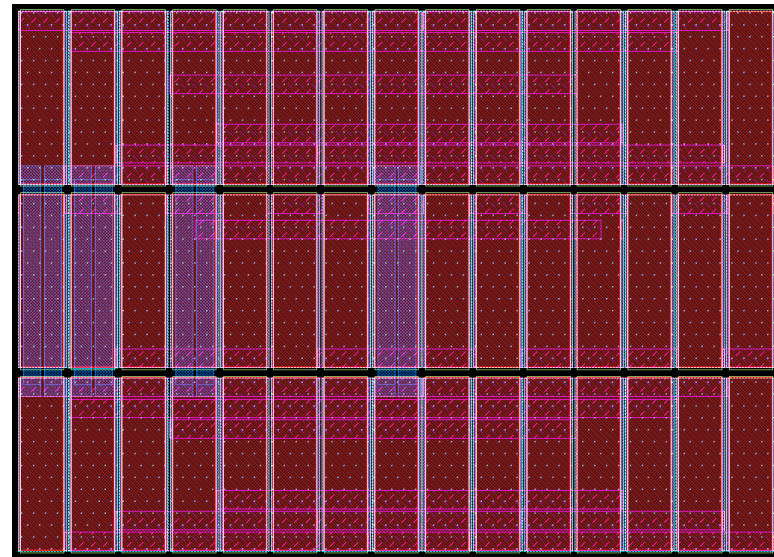
# Llave HV tipo

- Source común para ahorrar área.



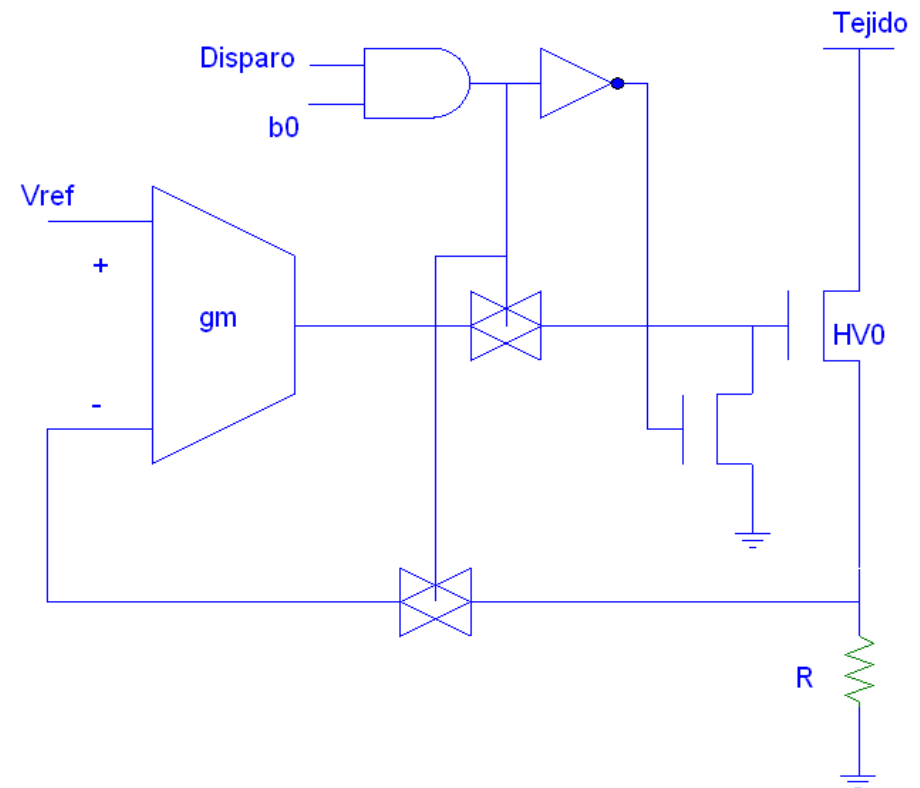
# Banco de Resistencias

- Banco de 45 resistencias iguales ( $r$ ). Aprovechando asociación serie-paralelo obtenemos relaciones precisas.
- $R = 8 r$  en serie
- $R/2 = 4 r$  en serie
- $\vdots$
- $R/128 = 16 r$  en paralelo
- Se deduce  $r = 229 \Omega$
- Calibro  $I_d$  con  $V_{ref}$ .

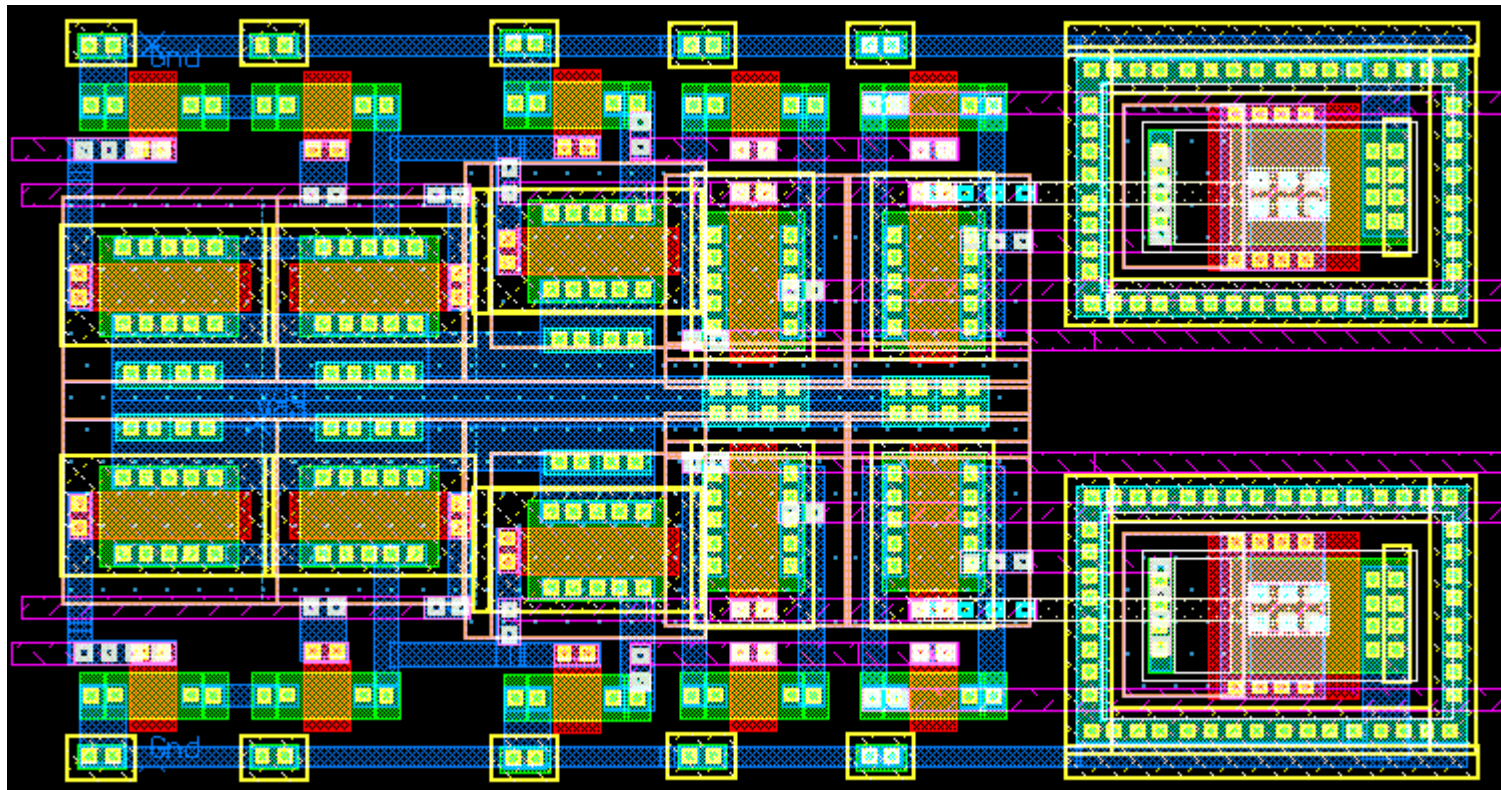


# Lógica de control

- Cada rama está comandada por su bit correspondiente y una señal de disparo común.
- Si alguna señal está apagada, para asegurar que no circule corriente se conecta el gate de la llave HV a tierra.

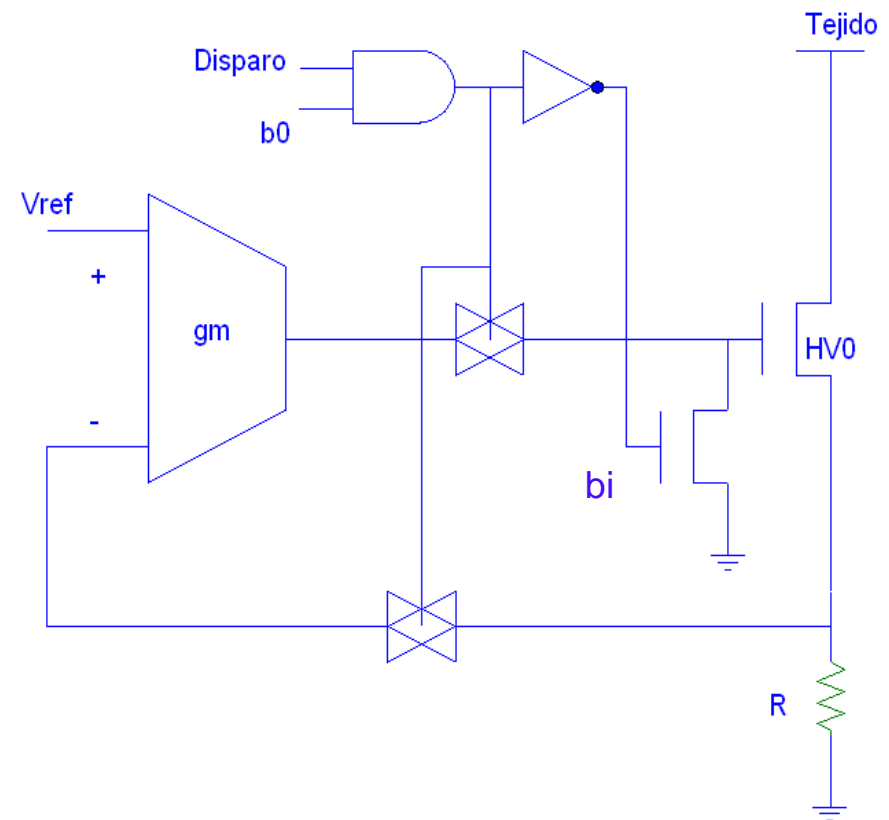


# Lógica de control

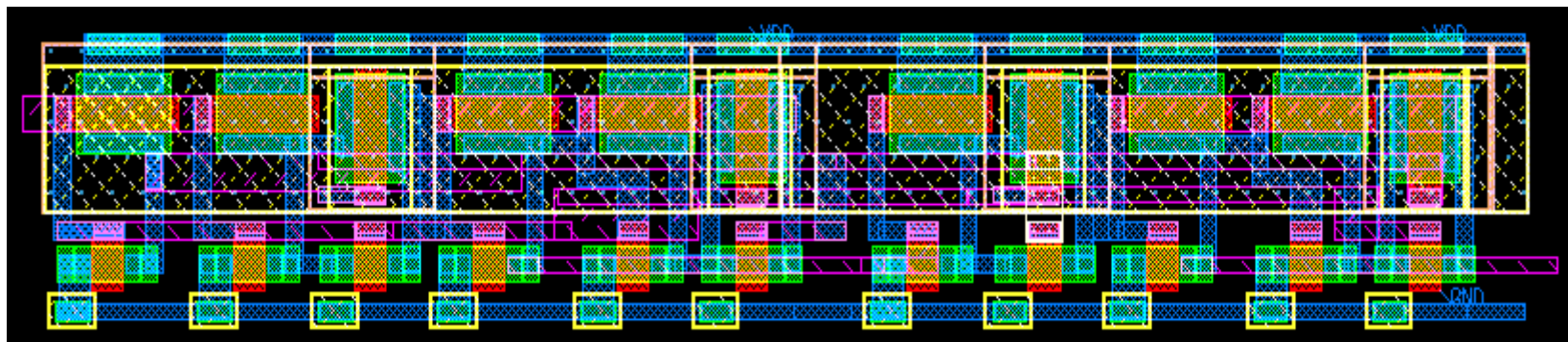
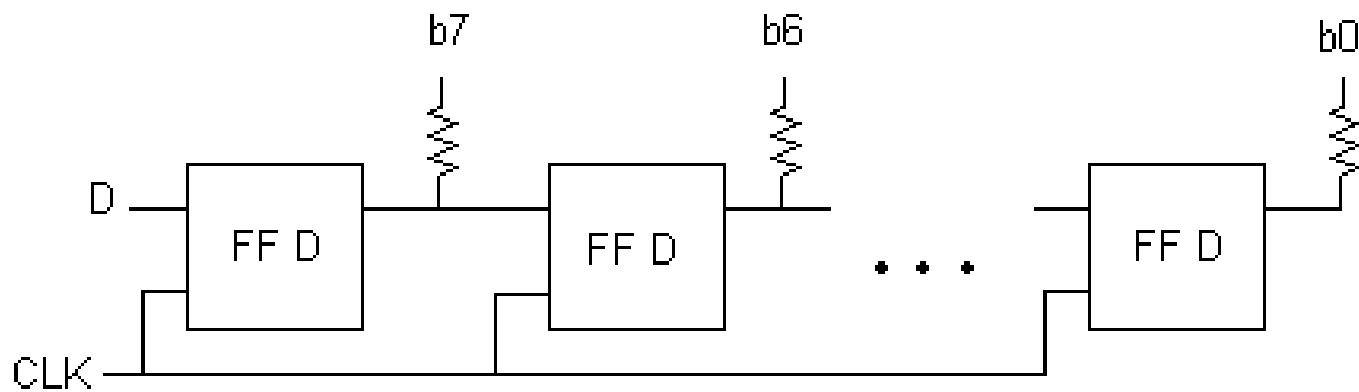


# Seguridad

- En implantes médicos no debe circular una corriente DC por el tejido (daña las células).
- Por lo tanto las llaves bi se implementaron con transistores de alto voltaje.
- En el layout no se cruzaron capas de metal que puedan conectar el tejido y la alimentación en caso de rotura de aislante.

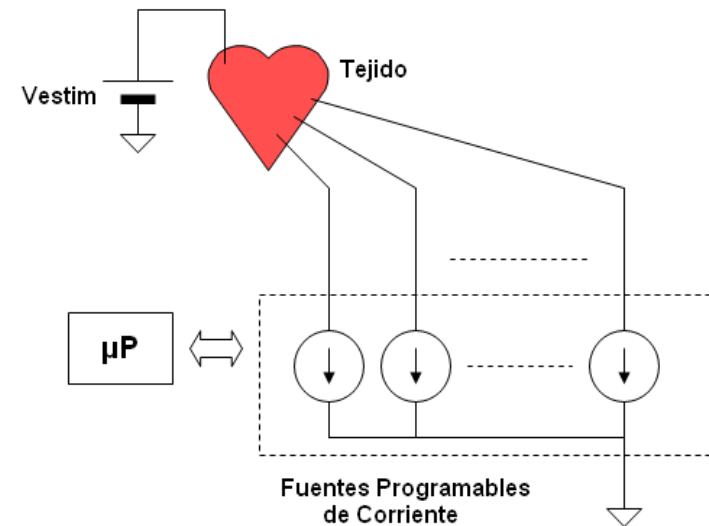
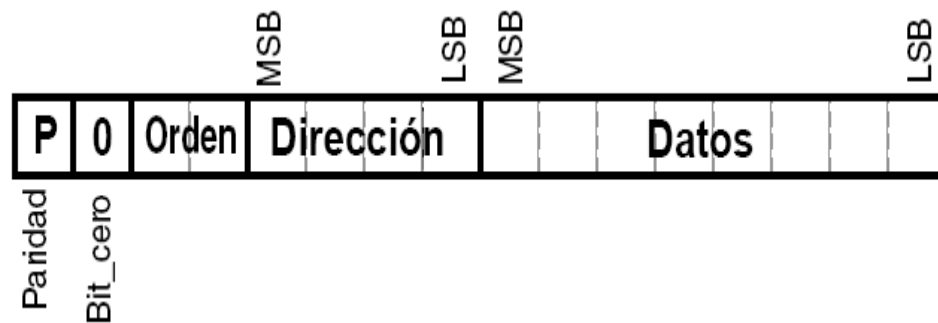


# Comunicación



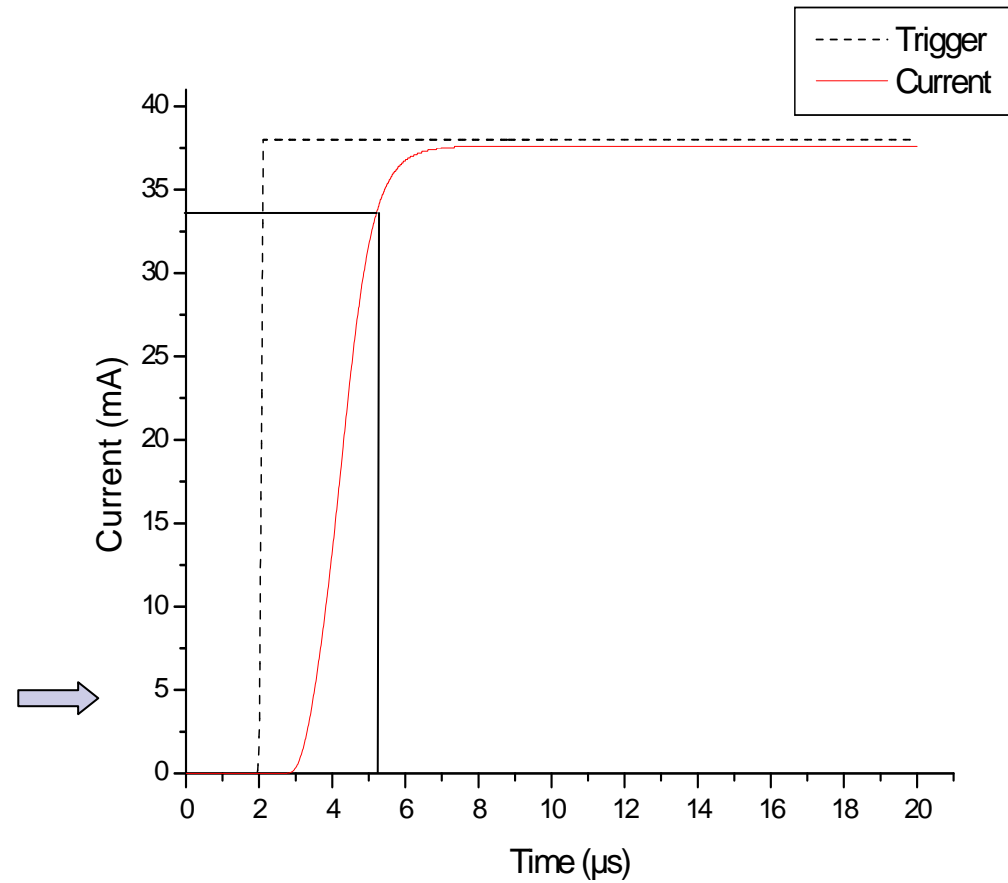
# Comunicación

- Protocolo de 4 señales digitales: clock, transmisión, recepción y habilitación. Mensaje de 16 bits.
- Acciones: escritura (programación de la fuente), lectura o puesta a cero.



# Simulación y resultados

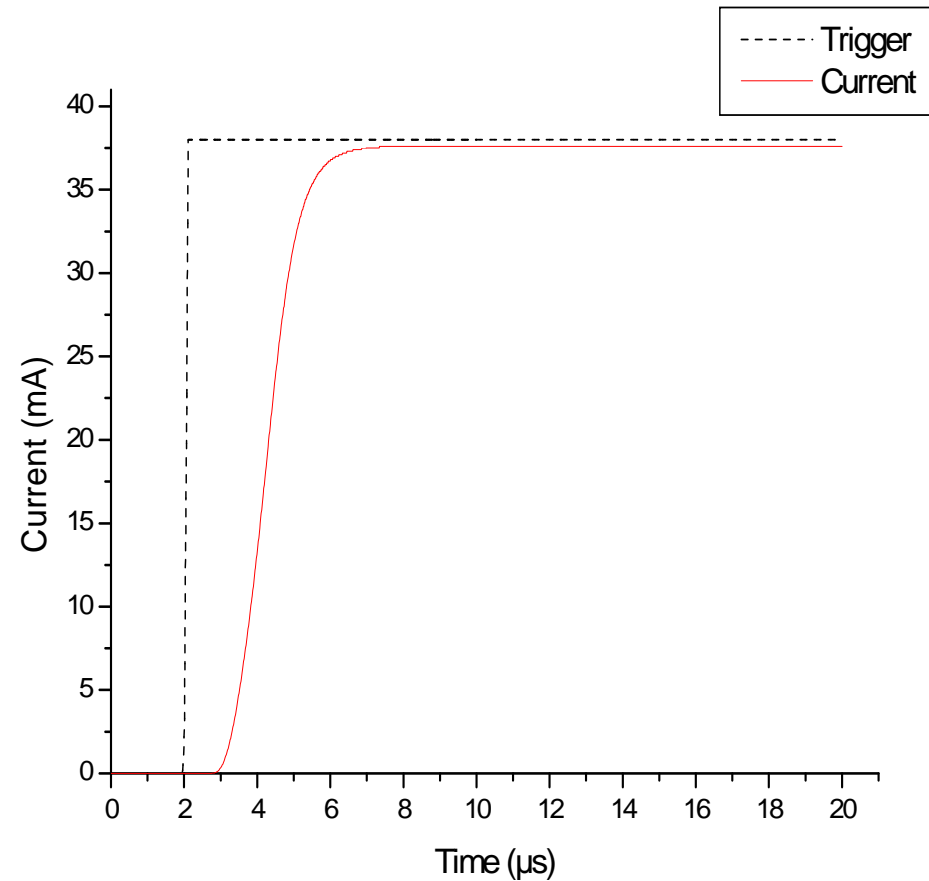
$V_{DD}$ (V)	Iteór (mA)	Isim (mA)	tr ( $\mu$ s)
2.8	0.1500	0.1502	0.60
	4.80	4.80	0.95
	37.00	37.33	3.53
3.6	0.1500	0.1513	0.59
	4.80	4.83	0.92
	37.00	37.61	3.17





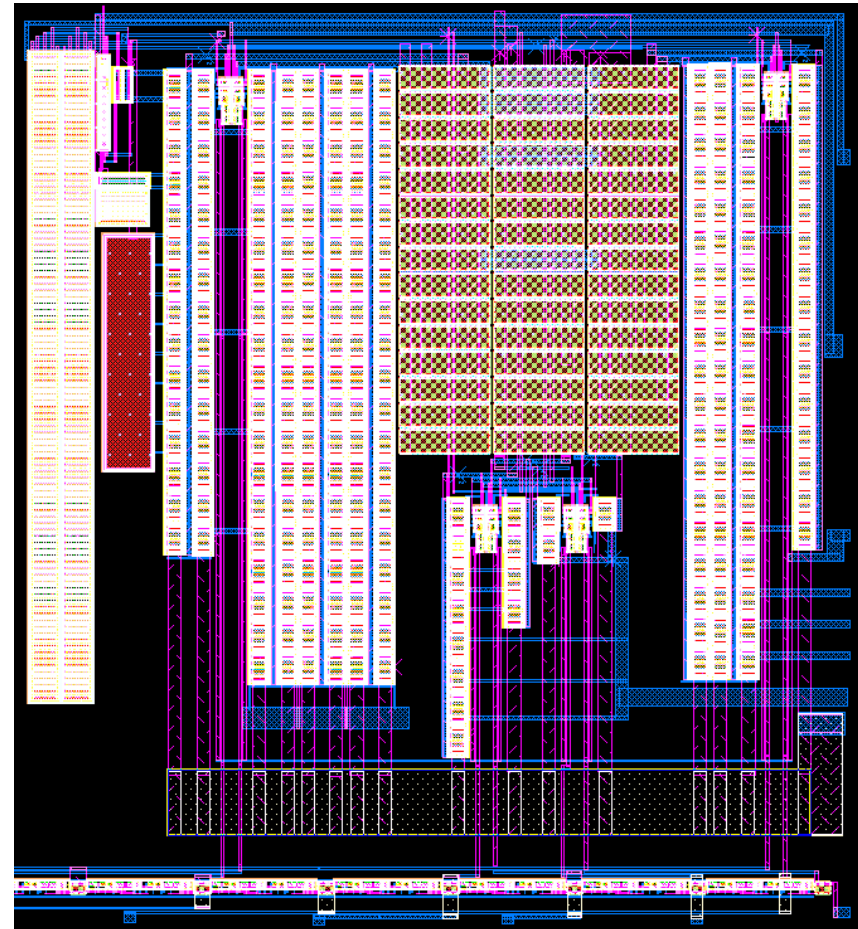
# Simulación y resultados

- Validez para Vestim de 1 a 16 V, aumentando  $t_r$  para tensiones  $< 1$  V pero suministrando la  $I_d$  correcta hasta 0.7 V.
- Tiempo de apagado con el disparo  $< 0.5 \mu\text{s}$  para todos los rangos.



# Layout completo

- Área total ocupada:  
aprox. 0.6 mm<sup>2</sup>.





# Conclusiones

- Se diseñó fuente de corriente integrada, programable en forma digital apta para ser empleada como circuito de estímulo en dispositivos médicos implantables.
- Alimentación por distintos valores de baterías estándar.
- Al  $\downarrow V_{DD}$  ,  $tr \uparrow$  , pero no se pierde precisión en el paso.
- Funciona con amplio rango de  $V_{estim}$ , entre 1 y 16 V.



# Agradecimientos

- Ustedes!!!!!!!!!!
- Familia.
- Agencia Nacional de Investigación e Innovación, beca *Iniciación en la Investigación* N° 2008-148.
- Mosis Educational Program.
- Grupo de trabajo, Dr. Alfredo Arnaud e Ing. Joel Gak.
- MSc. Ing. Matías Miguez (Tutor, amigo y guía espiritual).