
ハイドロゲルの特性と作製 および医療材料への応用

目 次

第1章 ハイドロゲルの基礎	13
(作道直幸)	
1 ハイドロゲルとは	13
2 各種ポリマーの種類と性質・特徴	14
2.1 ポリマーの選択がハイドロゲルの性質に与える影響	14
2.2 合成ポリマー	17
2.3 天然ポリマー	18
3 ハイドロゲルの架橋方法	21
3.1 化学ゲル	21
3.2 物理ゲル	22
第2章 ハイドロゲルの特性	23
(作道直幸)	
1 ゼル・ゲル転移	23
1.1 ゲル化反応とゲル化点の定義	23
1.2 レオロジーによるゲル化点の決定：Winter-Chambonの基準	24
1.3 光散乱によるゲル化点の決定	26
1.4 ゲル化とパーコレーション	27
2 ハイドロゲルの弾性率	28
2.1 独立な弾性率の数	28
2.2 ゲルのエントロピー弾性	28
2.3 網目構造から弾性率を計算する理論モデル	32
3 ハイドロゲルの非線形弾性	35
4 ハイドロゲルの膨潤	37
4.1 ハイドロゲルの膨潤平衡	37
4.2 膨潤による弾性率の低下	38
4.3 ハイドロゲルの膨潤速度	40

第3章 ハイドロゲルの作製と形状制御

第1節 ハイドロゲルの作製 42

(中島 祐)

1 概略	42
2 同時架橋法による化学架橋ゲル合成	42
2.1 概説	42
2.2 モノマー・架橋剤の選定	43
2.3 開始剤の選定	44
2.4 フリーラジカル重合実施時の諸注意	46
3 後架橋法による化学ゲル合成	46
3.1 末端官能基型の化学ゲル合成	46
3.2 側鎖官能基型の化学ゲル合成	48
4 後架橋法による物理架橋ゲル合成	49
4.1 温度変化による物理ゲル合成	49
4.2 溶媒変化による物理ゲル合成	50
4.3 架橋要素の添加による物理ゲル合成	50
4.4 乾燥による物理ゲル合成	50
5 その他手法によるハイドロゲル合成	51

第2節 ハイドロゲルの形状制御 52

(中島 祐)

1 3Dプリンティング	52
1.1 熱溶融造形法	52
1.2 インクジェット法	53
1.3 光造形法	53
2 微粒化・繊維化	53
2.1 懸濁・乳化重合による微粒化	53
2.2 自己組織化による微粒化	54
2.3 繊維化	55
2.4 複合繊維・粒子の作製	55

第3節 ハイドロゲルの機能化・高強度化 57

(中島 祐)

1 機能化	57
1.1 超高吸水性樹脂 (SAP)	57
1.2 刺激応答性ゲル	58
2 高強度化	59
2.1 ダブルネットワークゲルと犠牲結合ゲル	59
2.2 フィラー強化 (マクロコンポジット) ゲル	60
2.3 ナノコンポジットゲル	61
2.4 その他の高強度ゲル	62

第4節 微細加工：座屈剥離による3次元形状制御 65

(高橋 陸)

はじめに	65
1 座屈剥離現象を用いたハイドロゲル薄膜の構造化	67
1.1 座屈剥離構造の基礎モデル	67
1.2 膨潤圧を駆動力とした座屈剥離	68
1.3 刺激応答性ハイドロゲルによる機能化	70
2 座屈剥離構造の応用展開	71
2.1 流路型デバイス	71
2.2 細胞培養基材	72
2.3 運動素子	74
おわりに	75

第4章 ハイドロゲルの医療材料応用

第1節 生体組織接着性ハイドロゲルの止血材への応用 78

(小山義之、伊藤智子)

1 止血材とは	78
2 止血材の新たなニーズ	79
3 止血材による止血のメカニズム	80
4 組織接着性ハイドロゲルの開発とその止血材への応用	81
4.1 膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの調製	81
4.2 膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの組織接着性	83
4.3 膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの生体内での解離・再溶解	84
4.4 膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの止血機能	86

5	膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの臨床応用	87
5.1	人工透析後の止血	87
5.2	抜歯後の止血	88
6	膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの治癒促進効果	89
7	膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの痛み軽減効果	92
8	膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの商品化	92

第2節 生体組織接着性ハイドロゲルの癒着防止材への応用

(小山義之、伊藤智子)

1	癒着とは	95
2	癒着防止の戦略	96
3	癒着防止保護バリアー	96
3.1	保護バリアーの機能	96
3.2	保護バリアー高分子に求められる性能	96
4	組織接着性ハイドロゲルの癒着防止材への応用	99
4.1	膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの癒着防止材への応用	99
4.2	膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの癒着防止材としての性能・性質	100
4.3	膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの接着性のON/OFF	101
4.4	膨潤性PAA/PVPハイドロゲルの癒着防止機能	101

第3節 組織接着剤

(西口昭広、田口哲志)

はじめに	105
1 組織接着剤の現状	106
1.1 組織接着剤の適用	106
1.2 臨床で使用されている組織接着剤	107
2 組織接着剤の分類	108
2.1 合成高分子系と生体高分子系	108
2.2 化学結合と物理結合	108
2.3 液状とシート状	109
3 組織接着剤の特性制御	109
3.1 高強度化	109
3.2 薬剤の送達	110
おわりに	110

第4節 人工筋肉 113

(吉田 亮)

- 1 ゲルの人工筋肉（ソフトアクチュエータ）としての応用 113
- 2 心筋のように自己拍動するゲル：自励振動ゲル 114
- 3 自励振動ゲルの自律機能性ソフトマテリアルとしての展開 117
- おわりに 119

第5節 ドラッグデリバリーシステム（DDS） 123

(村井一喜)

- 1 DDS研究の歴史と動向 123
- 2 ハイドロゲルを医薬品キャリアとして用いたDDS研究 124
- 3 ハイドロゲルを母材とするDDS研究の未来と可能性 127

第6節 自己拡張型胆管ステント 130

(永川栄泰、藤田 聡、土屋貴愛、糸井隆夫)

- 1 背景 130
- 2 胆管ステント 131
 - 2.1 プラスチックステント 131
 - 2.2 自己拡張型金属ステント 132
 - 2.3 次世代のステント 133
- 3 ハイドロゲルを素材とした自己拡張型ステント 133
 - 3.1 ハイドロゲルとは 133
 - 3.2 PVAハイドロゲルの自己拡張型ステントへの応用 134
- おわりに 139

第7節 細胞足場・細胞移植用ハイドロゲル 144

(中路 正)

- 1 細胞足場ハイドロゲル 144
 - 1.1 細胞接着選択性を有するハイドロゲル 144
 - 1.2 細胞足場として最適なハイドロゲルの力学強度 147
- 2 細胞移植用ハイドロゲル 147
 - 2.1 細胞の生着を目的とする細胞移植用ハイドロゲル 148
 - 2.2 細胞の保護を目的として生着を促進させる細胞移植用ハイドロゲル 150

第8節 人工臓器ハイドロゲル 152

(中路 正)

1 バイオ人工臓器のためのハイドロゲル	152
2 組織・臓器再建のためのハイドロゲル	152
3 コンタクトレンズ	154
結言 (7、8節)	154

第5章 ハイドロゲルの設計例——両親媒性ランダム共重合体の 自己組織化によるハイドロゲル 159

(寺島崇矢)

はじめに	159
1 両親媒性ランダム共重合体の自己組織化とミセル形成	160
1.1 両親媒性ランダム共重合体の精密合成	160
1.2 水中での精密自己組織化によるミセル形成	161
1.3 ミセルの鎖交換とセルフソーティング	163
2 両親媒性ランダムトリブロック共重合体の自己組織化によるハイドロゲル	164
2.1 分子設計とゲルの作製	164
2.2 自己修復性と選択的接着性	165
3 両親媒性ランダム共重合体ミセルを架橋剤とするハイドロゲル	165
3.1 ゲルの合成と物性	165
3.2 ゲルの接着性	168
4 両親媒性ランダム共重合体ミセルによる温度応答性ゲル	169
結言	170

第6章 ハイドロゲルに関する国内外の特許動向 174

(加藤 浩)

はじめに	174
1 ハイドロゲルの特許調査	174
1.1 成分・材料	174
1.2 用途一般	177
1.3 医薬用途	177
1.4 製造方法	178
2 ハイドロゲルの特許動向	178
2.1 特許出願に関する統計調査	179
2.2 特許出願の事例	180

3	ハイドロゲルの特許審査	186
3.1	特許審査	186
3.2	特許・実用新案 審査基準	187
3.3	特許審査の考え方	187
4	ハイドロゲルの登録特許の事例	192
4.1	医療材料 (A61B、A61F、A61L)	192
4.2	医薬製剤 (A61K、A61P)	196
4.3	化粧品 (A61Q) / 食品 (A23)	198
4.4	コンタクトレンズ類 (G02C)	200
4.5	製造方法	201
5	ハイドロゲルの特許戦略の視点	203
5.1	ハイドロゲルに関する特許出願の動向	203
5.2	ハイドロゲルに関する特許出願の事例	204
5.3	ハイドロゲルに関する登録特許の事例	205
	おわりに	205
	著者紹介	208

ハイドロゲルの特性と作製および医療材料への応用

SAMPLE

第1章 ハイドロゲルの基礎

東京大学 大学院
作道直幸

1 ハイドロゲルとは

ゲルは、流体によって膨潤した非流動性の高分子網目またはコロイド網目の総称である。ゲルは、膨潤剤および網目の種類によって分類される。網目成分が高分子からなるゲルは高分子ゲル、網目がコロイドサイズの粒子からなるゲルはコロイドゲルと呼ばれる。本書で扱うハイドロゲルは、膨潤剤が水のゲルであり、通常、高分子網目のものを指す（図1）。ハイドロゲルは、ゼリーなどの食品やソフトコンタクトレンズなどの医用機器として広く用いられている。膨潤剤が水でコロイド網目のものは、アクアゲルと呼ばれる。ゲルには他にも、膨潤剤が気体のエアロゲル、有機液体のオルガノゲル（有機ゲル）などがある。オルガノゲルは、化粧品や医薬品として使用されている。膨潤剤を除去したゲル（例えば、シリカゲルやゴムなど）をキセルゲルと呼ぶ。以上の定義は、2007年の国際純正・応用化学連合（IUPAC）の提案に基づく。ゲルに関連する用語は、高分子や無機化合物などの分野でさまざまな意味で使用されているため、注意が必要である。

ハイドロゲルの特性は多岐にわたる。そのひとつは、高い水分保持能力である。ハイドロゲルは、最大で自重の数百倍もの水を吸収し、保持することができる。ハイドロゲルは弾力性が高く、優れた柔軟性と強度を併せ持つため、衝撃吸収材料やソフトロボティクスなどに適用される。多くのハイドロゲルが透明であり、光学的応用や生

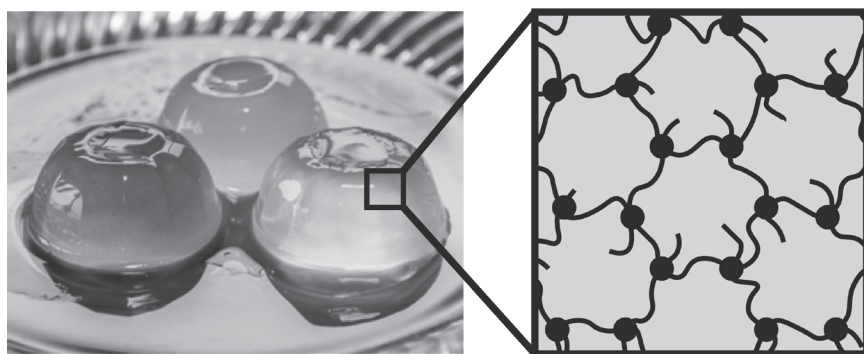


図1 ゼリーなどのハイドロゲルは、高分子網目と水からなる。右図の黒点は架橋点、黒点と黒点を結ぶ曲線が部分鎖（隣接する架橋点間の高分子鎖）を表す

第1章 ハイドロゲルの基礎

体組織との統合に利用されることがある。環境条件の変化に応じて膨潤または収縮する可逆的な性質を持ち、スマート材料として活用されることがある。ハイドロゲルは生体適合性と生分解性を兼ね備えており、医療分野での創傷被覆材やドラッグデリバリーシステム、組織工学、ソフトコンタクトレンズなどへ応用される。また、農業分野では土壌の水分保持能力を高める土壌改良剤として使用される。工業用途としては、水処理やセンサー、アクチュエーターなどの分野での応用が進められている。

このように、ハイドロゲルは日常生活から高度な科学技術に至るまで、幅広い分野で利用されている。ハイドロゲルの基本的な性質の理解と、より効率的で実用的な新しい応用を目指した研究開発が今後も期待されている。高分子と溶媒の種類、網目構造、製造過程などはハイドロゲルの性能に影響を及ぼす重要な要素であり、これらを最適化することで特定の用途に適したハイドロゲルの開発が可能となる。

2 各種ポリマーの種類と性質・特徴

2.1 ポリマーの選択がハイドロゲルの性質に与える影響

ポリマーの選択は、ハイドロゲルの物理的、化学的、生物学的特性に顕著な影響を及ぼす。例えば、ポリマーの分子量、架橋密度、分岐度などは、ハイドロゲルの弾性・浸透圧・破壊特性などの物理的性質を決める。ポリマーの種類は、ハイドロゲルが使用される環境（例えば、体内や特定の化学的条件下）における安定性や反応性を決める。従って、ハイドロゲルを設計する際には、その用途に最適なポリマーを選択することが不可欠である。以下では、ポリマーの選択がハイドロゲルの性質にどのように影響するかについて簡潔にまとめる。

①吸水性

ハイドロゲルの基本的な特性のひとつは吸水性である。この特性は使用されるポリマーの親水性によって大きく左右される。ポリマーが水分子の親水性が高く、強く相互作用するほど、より多くの水を吸収する傾向にある。吸水性には、ポリマーの荷電性が特に大きな影響を与える。例えば、高吸水性高分子（Superabsorbent polymer, SAP）の代表例であるポリアクリル酸ナトリウムは、親水性のカルボキシ基を持ち、架橋してハイドロゲルにすることで自重の数百倍もの水を吸収、保持できる。ただし、荷電性はpHや塩濃度に大きな影響を受けるため、使用される環境要因もハイドロゲルの吸水性に作用する。

温度応答性を持つハイドロゲルは、温度に応じて親水性が変化するため、吸水性が変化する。例えば、温度応答性ゲルの代表例であるポリNIPAmハイドロゲルは、側鎖官能基として、親水基であるアミド基と疎水基であるイソプロピル基を持つ。低温ではアミド基が強く働き、高分子鎖が水分子と水素結合を形成して強く吸着す

ることで、吸水性の高いゲルとなる。一方、高温ではイソプロピル基が強く働いて高分子同士が凝集し、吸水性の低いゲルとなる。

以上の効果を適切に制御することで、特定の用途に最適な吸水性を持つハイドロゲルを設計することが重要である。

②力学的性質

ハイドロゲルの力学的性質（機械的性質、機械特性とも呼ぶ。**mechanical property**の訳語）とは、応力またはひずみが加えられたときのゲルの応答の総称であり、その用途や性能に大きな影響を与える。そのため、ハイドロゲルの力学的性質は、その用途に合わせて最適化する必要がある。医療用途では生体組織の模倣が求められるため、弾性率が重要となる。一方で、工業用途では耐久性や強度がより重視される傾向がある。

ハイドロゲルの弾性率は、（等方的な材料であれば）剪断弾性率で決まる。なぜなら、ハイドロゲルの体積弾性率は水の体積弾性率（約2 GPa）とほぼ一致し、剪断弾性率よりも十分に大きいために非圧縮と見なせるためである。ゲルの剪断弾性率は、古典ゴム弾性論によれば、ポリマー種の選択によらず、高分子網目の部分鎖（架橋点間の高分子鎖）の内、弾性に寄与しているものの数密度におおむね比例する（第2章2.2項で述べるようにこの主張は定量的には正しくないことが最近理解されてきたが、大まかな大きさを見積もるためには有効である）。従って、古典ゴム弾性論の範囲では、弾性率の決定に重要な役割を果たすのはポリマー種ではなく、架橋密度や絡み合い架橋点などの網目構造である。ただし、例えば、ポリビニルアルコール（PVA）ゲルは、PVA 同士が水素結合によって微結晶を形成し、その微結晶が（物理的な）架橋点の役割を果たす。このようにポリマー種によっては、実質的な部分鎖を増加することができる。また、古典ゴム弾性論では、ポリマー鎖が十分な屈曲性（**flexible**）を持つと仮定するが、持続長が長く半屈曲性（**semi-flexible**）を持つポリマー種もあり、これらのポリマー種は異なる力学応答を示す。

ハイドロゲルの破壊強度（**fracture strength**）は、試験片が破断するときの強度であり、その用途に応じて異なる要求がある。無機ナノ粒子、例えばLaponiteやBentoniteを加えることで、ハイドロゲルの機械的強度を向上させることができる。これは、強度が求められる応用において重要である。繰り返しの応力に対するハイドロゲルの疲労抵抗も、特に長期間にわたる持続的な使用が想定される用途において重要となる。

力学特性は狭義には静的な性質を指すが、広義には動的な性質も指す。動的な力学特性は、ガラス転移温度などの要因によって変化する。

③生分解性

生分解性は、ハイドロゲルが環境中で自然に分解される能力を指す。この特性は、主に天然由来のポリマーを使用したハイドロゲルに見られ、これらのハイドロゲルは、環境中の微生物によって比較的容易に分解される。分解の速度は、使用されるポリマー

SAMPLE

第2章 ハイドロゲルの特性

東京大学 大学院
作道直幸

1 ゾル・ゲル転移

1.1 ゲル化反応とゲル化点の定義

ゼラチン液が固まりゼリーになる、豆乳が固まり豆腐になる、牛乳が固まりヨーグルトになる。これらのように高分子水溶液（ゾル）が流動性を失いハイドロゲルになる現象は、「ゾル・ゲル転移」または「ゲル化」と呼ばれる。ゲルは、前駆体のモノマーや鎖状高分子の溶液（ゾル）において、高分子鎖が架橋して系全体にわたる巨大な三次元網目構造を形成することで、固有の形と弾性（外力で変形した物体が、除荷すると復元する性質）を持った物質である。

架橋反応の様式には、多官能性モノマーの重合反応、高分子鎖の架橋反応などがあるが、図1では、星型高分子の末端架橋によるゲル化を例にとって示している。架橋反

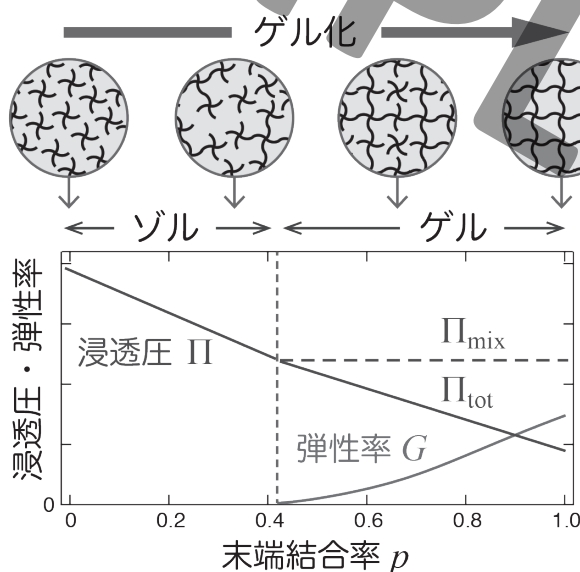


図1 ゲル化反応の進行に伴う、浸透圧の減少と弾性率の増加の様子。ここでは、星型高分子の末端架橋によるゲル化を例にとって示している。横軸は、ゲル化反応の進行度を末端結合率(末端官能基のうち、化学反応して結合した末端官能基の割合)で示す。ある値以上の末端結合率で、ゾル状態(液体)からゲル状態(弾性体)になり、弾性率が生じる

第2章 ハイドロゲルの特性

応の様式によらず、ゲル化の進行は、架橋に関わる化学反応の進行によって表される。図1では、化学反応の進行度を表すために、他の末端と結合した末端官能基の割合（末端結合率）を用いている。ゾル状態の系は流体なので弾性率を持たない（ $G = 0$ ）。一方、ゲル状態の系は、弾性率（固さ）を持ち、化学反応の進行に伴い、弾性に寄与する高分子の割合が増えるために、弾性率が増加する。浸透圧については、化学反応の進行に伴い、構成要素の動きが拘束されてエントロピーが減少するので、単調に減少する。詳しくは、後の4.1項で述べる。

化学反応の進行に伴って、ゾルが流動性を失う点を「ゲル化点（gelation point）」または「ゲル点（gel point）」という。簡便な方法でゲル化を判定するために、例えば、サンプルを試験管に入れて傾斜させて流動性を見る「試験管傾斜法」が使われる。ただし、このような簡便法では、正確なゲル化点は得られない。レオロジーの観点からは、試料に一定のひずみを加えてそのまま固定したときの応力の減衰（応力緩和）について、十分長い時間経過により平衡に達したときに、有限の応力が残るものが（ゲルに対応する）粘弾性固体、残らないものが（ゾルに対応する）粘弾性流体である。従って、ゲル化点を実験的に決定するには、応力緩和測定を行えばよいはずである。しかし、ゲル化点をレオロジー測定によって決定する方法は自明ではない。なぜなら、ゾルは、ゲル化点に近づくにつれて粘度が非常に大きくなるため、応力に対する緩和時間が観測時間よりも長くなり、観測時間内では弾性体と区別がつかないためである。観測時間内に流動性がない状態をゲルと見なすと、ゲル化点は観測者が恣意的に決めた観測の時間スケールに依存するという問題が生じる。

1.2 レオロジーによるゲル化点の決定: Winter-Chambonの基準

観測の時間スケールに依らない、系に固有のゲル化点をレオロジー測定から決定するために「Winter-Chambonの基準（Winter-Chambon criterion）」と呼ばれる半経験的な基準が標準的に用いられる。以下で説明するように、Winter-Chambonの基準では、ゲル化点は、周波数 ω の正弦波の剪断ひずみ（または剪断応力）を加えた動的粘弾性測定によって得られる複素弾性率 $G^*(\omega) = G'(\omega) + iG''(\omega)$ を用いて特定される。複素弾性率は、応力緩和測定から求まる緩和弾性率 $G''(t)$ と理論的には等価な情報を持つが、実験的には精度が高い値を得ることができる。複素弾性率において、低周波数は長時間の応力緩和に対応し、高周波数は短時間の応力緩和に対応する。

（ゲル化点から十分遠い）ゾル状態では、低周波数極限（長時間極限）における貯蔵弾性率は $G'(\omega) \sim \omega^2$ 、損失弾性率は $G''(\omega) \sim \omega^1$ となる。ここで、記号 $\sim$ は、定数倍を除いて等しいことを意味する。周波数 ω が十分に小さいとき、 $G'(\omega) \ll G''(\omega)$ より、系は長時間で流動性を持つ。

他方、（ゲル化点から十分遠い）ゲル状態では、低周波数極限における貯蔵弾性率は $G'(\omega) \sim \omega^0$ 、損失弾性率は $G''(\omega) \sim \omega^1$ となる。周波数 ω が十分に小さいとき、 $G'(\omega)$

>> $G''(\omega)$ より、系は長時間で弾性を持つ。 $G'(\omega) \xrightarrow{\omega \rightarrow 0} G$ を平衡弾性率という。

これらの中間にあるゲル化点の近傍では、低周波数において、 $G'(\omega) \sim \omega^\alpha$ 、 $G''(\omega) \sim \omega^\beta$ のように非整数の指数 ($0 < \alpha < 1$, $0 < \beta < 1$) を持つベキ則が観測されることが、さまざまな系で経験的に知られている。このようなベキ則が生じるのは、ゲル化点の近傍において系が自己相似的なフラクタル構造を持つことの表れである（広い周波数領域において厳密な意味でのベキ則が生じるのはゲル化点の直上のみである。しかし、実際には、ゲル化点に十分近ければ、限られた周波数領域で擬似的なベキ則が観測される）。指数について $\alpha > \beta$ なら、周波数 ω が十分に小さいとき $G'(\omega) < G''(\omega)$ より、系は長時間で流動性を持つゾル状態である。一方、 $\alpha < \beta$ なら、周波数 ω が十分に小さいとき $G'(\omega) > G''(\omega)$ より、系は長時間で弾性を持つゲル状態である。従って、 $\alpha = \beta$ がゾル状態とゲル状態の境目であるゲル化点に対応する。これが、Winter-Chambon の基準である。このとき、損失正接 $\tan \delta(\omega) = G''(\omega)/G'(\omega)$ は周波数 ω によらない ($\tan \delta(\omega) \sim \omega^0$)。よって、Winter-Chambon の基準は、観測の時間スケールに依らない、系に固有のゲル化点を与える。

緩和スペクトルが十分に広い周波数領域でベキ則になり、 $G'(\omega)$ と $G''(\omega)$ が共通のベキ指数 $n_c = \alpha = \beta$ を持つとすると、ゲル化点では $\delta(\omega) = n_c \pi/2$ を満たす。従って、

$$G'(\omega) = \frac{G''(\omega)}{\tan(n_c \pi/2)} \sim \omega^{n_c} \quad (1)$$

となる。ゲル化点に非常に近いゲルの網目は、指数 n_c で支配される自己相似的なフラクタル構造を持つと考えられており、臨界ゲル (critical gel) と呼ばれる。

式1から、ゲル化点では一般に $G'(\omega) \neq G''(\omega)$ であることに注意が必要である。しばしば誤解されるが、 $G'(\omega) = G''(\omega)$ がゲル化点を与えるわけではない。式1によれば、(たまたま) $n_c = 1/2$ のときにだけ、ゲル化点で $G'(\omega) = G''(\omega)$ となる。 $n_c \neq 1/2$ のとき、 G' と G'' が等しいという条件は測定周波数 ω に依存し、系に固有のゲル化点を与えない。ゲル化点における指数 n_c の値は系に依存し、0.3から0.8程度の非整数値をとる。指数 n_c の値は、系の相互作用の影響を受けやすいといわれているが、その明確な法則は未解決問題である。

Winter-Chambon の基準を用いて実験データからゲル化点を決定する方法はいくつかある。ひとつ目は、 $G'(\omega)$ と $G''(\omega)$ を周波数 ω の関数として両対数プロットして、 ω が十分に小さい領域で、両者が傾き n_c の平行な（交わらない）直線になることを確かめればよい。ふたつ目は、 $\tan \delta(\omega)$ を周波数 ω の関数として両対数プロットして、 ω が十分に小さい領域で、周波数 ω によらないことを見ればよい。三つ目は、いくつかの異なる測定周波数 ω を固定して、 $\tan \delta(\omega)$ を化学反応開始からの時間（つまりゲル化反応の進行度）の関数としてプロットしたときに、全てのプロットがある時間で ω によらず1点で交わることを見ればよい。